

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du cerveau.....	5
1.2 Mécanisme du traumatisme crânio-cérébral léger (TCCL)	8
1.2.1 Mécanismes lésionnels des TCCL	8
1.2.2 Facteurs de risque des TCCL.....	9
1.2.3 Conséquences des TCCL	11
1.3 Études des TCCL dans un environnement sportif	12
1.3.1 Études en laboratoire et par analyses numériques	12
1.3.2 Études statistiques sur le développement des critères de blessure.....	15
1.3.3 Études de terrain au soccer	16
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE DU PROJET DE RECHERCHE.....	19
2.1 Problématique	19
2.2 Questions de recherche	21
2.3 Objectifs.....	21
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE.....	23
3.1 Mesures terrain.....	23
3.1.1 Participants et collecte d'informations.....	23
3.1.2 Acquisition des données cinématiques de la tête des participants	25
3.1.2.1 SIM-G et SKYi	25
3.1.2.2 Entraînements et matchs de compétition	28
3.1.2.3 Analyse de la cinématique de la tête, des facteurs physiques des participants et des facteurs environnementaux de jeu	29
3.1.2.4 Critères de blessure	30
3.1.3 Acquisition d'activité électrique cérébrale	33
3.1.3.1 Muse.....	33
3.1.3.2 Acquisition de contrôle, en entraînements et en matchs de compétition	36
3.1.3.3 Traitement de l'activité électrique cérébrale.....	36
3.1.3.4 Analyse de l'activité électrique cérébrale	38
3.2 Calculs des réponses biomécaniques du cerveau.....	39
3.2.1 Présentation du modèle par éléments finis (MÉF) de la tête	39
3.2.2 Exploitation du MÉF de la tête	44
3.2.3 Planification des simulations	45
3.2.4 Analyses des réponses biomécaniques du cerveau	45

3.3	Étude des relations entre les indicateurs de risque de TCCL.....	46
CHAPITRE 4 RÉSULTATS.....		49
4.1	Mesures terrain.....	49
4.1.1	Informations sur les participants et les facteurs environnementaux	50
4.1.2	Données cinématiques de la tête des participants.....	53
4.1.2.1	Nombre d'impacts à la tête	53
4.1.2.2	Accélération de la tête.....	55
4.1.3	Critères de blessure	62
4.1.4	Activité électrique cérébrale	68
4.2	Calculs des réponses biomécaniques du cerveau.....	75
4.2.1	Étude des accélérations extrêmes.....	75
4.2.2	Étude de cas	78
4.3	Étude des relations entre les indicateurs de risque de TCCL.....	82
CHAPITRE 5 DISCUSSION.....		93
CONCLUSION		115
RECOMMANDATIONS		119
ANNEXE I	DÉFINITION DES TYPES D'IMPACTS SPÉCIFIQUES AU SOCCER.....	121
ANNEXE II	FICHES D'INFORMATIONS SUR LES PARTICIPANTS	125
ANNEXE III	FICHES DES SÉANCES D'ACQUISITION	127
ANNEXE IV	VALIDATION DES INSTRUMENTS DE MESURE.....	129
ANNEXE V	MOUVEMENT DE LA TÊTE	135
ANNEXE VI	DESCRIPTION DES MODÈLES PAR ÉLÉMENTS FINIS DE LA TÊTE.....	137
ANNEXE VII	ANALYSES SUPPLÉMENTAIRES DES CRITÈRES DE BLESSURE.....	139
ANNEXE VIII	RÉSULTATS SUPPLÉMENTAIRES POUR L'ACTIVITÉ ÉLECTRIQUE CÉRÉBRALE DE LA TÊTE	145
ANNEXE IX	INFORMATIONS SUPPLÉMENTAIRES DES ANALYSES RELIANT LES INDICATEURS DE RISQUE DE TCCL	151
ANNEXE X	ARTICLE ET CONTRIBUTION SCIENTIFIQUE.....	165
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		181

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Principales ondes cérébrales8
Tableau 1.2	Réponses biomécaniques et critères de blessure à la tête14
Tableau 1.3	Critères de blessure pour l'accélération linéaire développés pour le football15
Tableau 1.4	Critères de blessure pour l'accélération angulaire développés pour le football16
Tableau 1.5	Études de terrain réalisées au soccer.....17
Tableau 3.1	Caractéristiques du SIM-G25
Tableau 3.2	Paramètres d'enregistrements du SIM-G.....27
Tableau 3.3	Information sur les paramètres de la cinématique de la tête des participants28
Tableau 3.4	Variables du modèle de la régression logistique.....31
Tableau 3.5	Caractéristiques du Muse34
Tableau 3.6	Ondes cérébrales et sous-bandes étudiées.....38
Tableau 3.7	Propriétés mécaniques des substances blanche et grise40
Tableau 3.8	Propriétés mécaniques du liquide cébrospinal et des ventricules41
Tableau 3.9	Propriétés mécaniques du crâne, de la peau et du cuir chevelu41
Tableau 3.10	Paramètres des simulations pour la vérification du MÉF de la tête.....42
Tableau 3.11	Résultats de la vérification des réponses biomécaniques en comparaison avec la littérature43
Tableau 3.12	Variables des analyses statistiques reliant les indicateurs de risque de TCCL.....47
Tableau 4.1	Nombre et durée des séances d'acquisition49
Tableau 4.2	Caractéristiques des participants.....50

Tableau 4.3	Valeurs moyennes, écarts-types et statistiques des paramètres anthropométriques du segment tête-cou des participants51
Tableau 4.4	Température de l'air ambiant mesurée lors des séances d'acquisition52
Tableau 4.5	Paramètres physiques des ballons de soccer lors des matchs de compétition.....52
Tableau 4.6	Nombre de techniques de tête et d'impacts involontaires chez les participants53
Tableau 4.7	Nombre d'impacts à la tête selon la période de jeu chez les participants54
Tableau 4.8	Nombre d'impacts à la tête, de techniques de tête et d'impacts involontaires par participant par 90 minutes de jeu54
Tableau 4.9	Impacts à la tête ayant franchi les seuils de risque du critère de blessure de Rowson et al. (2012) lors des matchs de compétition.....60
Tableau 4.10	Synthèse des impacts à la tête ayant franchi les seuils de risque des critères de blessure de Zhang et al. (2004), Pellman et al. (2003), Rowson et Duma (2011) et Rowson et al. (2012) lors des séances d'acquisition.....61
Tableau 4.11	Coefficients des critères de blessure au soccer63
Tableau 4.12	Coefficients des critères de blessure pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire65
Tableau 4.13	Seuils de risque des critères de blessure pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire67
Tableau 4.14	Puissance totale ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) des ondes cérébrales de la joueuse n°2 en fonction des électrodes pour le contrôle repos, le contrôle en entraînement, les matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et le contrôle de fin de saison.....69
Tableau 4.15	Différence significative de puissances entre les contrôles en début de saison selon les électrodes70
Tableau 4.16	Différence significative de puissances entre le contrôle repos (CR), le contrôle en entraînement (CE), le match de compétition du TCCL (M8) et le contrôle de fin de saison (CF) des joueuses.....72

Tableau 4.17	Différence significative de puissances entre le contrôle repos (CR), le contrôle en entraînement (CE) et les matchs de compétition (M2, M3, M5, M7) selon les électrodes	74
Tableau 4.18	Description des 8 impacts à la tête simulés à partir du MÉF de la tête	75
Tableau 4.19	Description des impacts à la tête de l'étude de cas	79
Tableau 4.20	Variables significatives, coefficient de détermination ajusté (R^2 ajusté) et sens du lien linéaire pour le nombre d'impacts à la tête	83
Tableau 4.21	Variables significatives, R^2 ajusté et sens du lien linéaire pour les amplitudes d'accélération linéaires de la tête	85
Tableau 4.22	Variables significatives, R^2 ajusté et sens du lien linéaire pour les amplitudes d'accélération angulaires de la tête	86
Tableau 4.23	R^2 pour le nombre d'impacts à la tête et les amplitudes des accélérations linéaires et angulaires de la tête	87
Tableau 4.24	Variables significatives, R^2 ajusté et sens du lien linéaire pour les ondes cérébrales thêta et alpha	88
Tableau 4.25	Variables significatives, R^2 ajusté et sens du lien linéaire pour l'onde cérébrale bêta	89
Tableau 4.26	R^2 ajusté des réponses biomécaniques	91

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Définition des hémisphères, des ventricules et des substances blanches et grises du cerveau	6
Figure 1.2	Lobes du cerveau	6
Figure 3.1	Instrument de mesure SIM-G.....	25
Figure 3.2	Port du bandeau instrumenté en vue latérale par A- une joueuse et B- un joueur	26
Figure 3.3	Schéma du protocole d'acquisition de la cinématique de la tête des participants lors des entraînements et des matchs de compétition.....	27
Figure 3.4	Instrument de mesure Muse	34
Figure 3.5	Disposition des électrodes du Muse selon le Système international 10-20	35
Figure 3.6	Schéma du protocole d'acquisition de l'activité électrique cérébrale.....	35
Figure 3.	MÉF détaillé de la tête : A) crâne B) matière grise C) matière blanche D) ventricules E) peau, cuir chevelu et liquide céphalospinal	40
Figure 3.8	Schéma de la méthodologie numérique	44
Figure 4.1	IMC des joueuses (1F à 6F) et des joueurs (7M à 21M)	51
Figure 4.2	Accélérations des impacts à la tête, des techniques de tête et des impacts involontaires des participants lors des entraînements A- linéaires (g) B- angulaires (rad/s ²).....	56
Figure 4.3	Accélérations des impacts à la tête, des techniques de tête et des impacts involontaires des participants lors des matchs de compétition A- linéaires (g) B- angulaires (rad/s ²).....	56
Figure 4.4	Accélérations des techniques de tête et des impacts involontaires de la tête des joueuses (1F à 6F) et des joueurs (7M à 21M) lors des entraînements A- linéaires (g) et B- angulaires (rad/s ²).....	58

Figure 4.5	Accélérations des techniques de tête et des impacts involontaires de la tête des joueuses (1F à 6F) et des joueurs (7M à 21M) lors des matchs de compétition A- linéaires (g) et B- angulaires (rad/s ²).....	59
Figure 4.6	Nombre de techniques de tête lors des séances d'acquisition des participants	62
Figure 4.7	Nombre d'impacts involontaires lors des séances d'acquisition des participants	62
Figure 4.8	Seuils de risque des critères de blessure au soccer de la combinaison d'accélération angulaire (rad/s ²) et de la vitesse angulaire (rad/s)	64
Figure 4.9	Critères de blessure pour l'accélération linéaire (g)	66
Figure 4.10	Critères de blessure pour l'accélération angulaire (rad/s ²)	66
Figure 4.11	Risque de TCCL lors du match de compétition de la joueuse ayant souffert d'un TCCL.....	68
Figure 4.12	Ratio de puissance des ondes cérébrales de la joueuse n°2 en fonction des électrodes TP9,TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)	69
Figure 4.13	Temps de jeu et nombre d'impacts à la tête des joueuses lors des matchs de compétition M2, M3, M5, M7 et M8	71
Figure 4.14	Résultats du test de Friedman pour la joueuse n°4 ayant subi un TCCL- (*) différence significative	73
Figure 4.15	Résultats du test de Friedman de la joueuse n°2	73
Figure 4.16	Contrainte de von Mises (kPa) selon les substances et lobes du cerveau pour l'étude des accélérations extrêmes	76
Figure 4.17	Contrainte de cisaillement (kPa) selon les substances et lobes du cerveau pour l'étude des accélérations extrêmes	77
Figure 4.18	Déformation principale maximale selon les substances et lobes du cerveau pour l'étude des accélérations extrêmes	78
Figure 4.19	Contrainte de von Mises (kPa) selon les substances et lobes du cerveau de l'étude de cas.....	80

Figure 4.20	Contrainte de cisaillement (kPa) selon les substances et lobes du cerveau de l'étude de cas80
Figure 4.21	Déformation principale maximale selon les substances et lobes du cerveau de l'étude de cas81
Figure 4.22	Contrainte de cisaillement (kPa) des 9 impacts du TCCL à l'intérieur de l'ensemble identifié par les accélérations extrêmes81
Figure 4.23	Amplitudes des accélérations linéaires et angulaires de la tête en fonction cumul d'impacts à la tête subi lors des matchs de compétition.....87
Figure 4.24	Contrainte de von Mises (kPa) de la substance grise pour les impacts à la tête des A- joueuses et des B- joueurs91
Figure 5.1	Diagramme des facteurs de risque de TCCL98
Figure 5.2	Facteurs d'influence sur les indicateurs de risque de TCCL100
Figure 5.3	Exemple d'environnement pour l'acquisition de l'activité électrique cérébrale des A- joueuses installées dans un espace de rangement situé dans un corridor et B- joueurs à l'extérieur.....109
Figure 5.4	Développement proposé des outils d'interprétation pour l'analyse numérique112

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

DHIM	Darthmouth Head Injury Model
FIFA	Fédération Internationale de Football Association
g	Accélération gravitationnelle
HITS	Head Impact Telemetry System
IMC	Indice de masse corporel
MÉF	Modèle par éléments finis
SCAT5	Sport Concussion Assessment Tool - 5 th Edition
SIM	Smart Impact Monitor
SIMon	Simulated Injury Monitor
SPM1D	Cartographie statistique paramétrique à une dimension
TCCL	Traumatisme crânio-cérébral léger
THUMS	Total Human Model for Safety
UCDBTM	University College Dublin Brain Trauma Model
WSUDIM	Wayne State University Brain Injury Model

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS GÉOMÉTRIQUES

Longueur

m mètre
mm millimètre
pi pied

UNITÉS MÉCANIQUES

Vitesse

m/s mètre par seconde
rad/s radian par seconde

Accélération

m/s² mètre par seconde carré
rad/s² radian par seconde carré

Angle plan

° degré

UNITÉS DE MASSES

Masse

kg kilogramme
g gramme

Masse volumique

kg/m³ kilogramme par mètre cube

UNITÉS DE TEMPS

ms milliseconde
s seconde

Contrainte, pression

kPa kilopascal
MPa mégapascal

Angle solide fréquence

Hz hertz

Différence de potentiel

μV microvolt

UNITÉS CALORIFIQUES

°C degré celsius

INTRODUCTION

Les blessures à la tête, et particulièrement le traumatisme crânio-cérébral léger (TCCL), sont considérées comme un fléau dans le monde sportif. Les TCCL peuvent survenir lors de la pratique de tout type de sport, dont les sports qui sont considérés par l'opinion populaire comme étant sans contact tels que le soccer. L'augmentation constante de TCCL au soccer démontre que les joueurs et joueuses de soccer ne sont pas épargnés par cette blessure. Au Canada, le taux de TCCL chez les athlètes masculins (15-19 ans) est passé de 4 % entre 2007 et 2010 à 13 % entre 2011 et 2017 (SCHIRPT, 2010; 2017). Pour les athlètes féminines (15-19 ans), ce taux est passé de 7 % entre 2007 et 2010 à 19 % entre 2011 et 2017 (SCHIRPT, 2010; 2017).

La prévention des blessures réside dans l'identification des mécanismes lésionnels. Toutefois, le cerveau est un organe particulièrement complexe, ce qui rend difficile la compréhension des mécanismes lésionnels de l'ensemble des blessures à la tête. Le diagnostic des TCCL est une autre problématique fondamentale. En effet, aucun test médical ne permet aux professionnels de la santé de confirmer le diagnostic de TCCL (McCroory et al., 2017). Le diagnostic dépend donc exclusivement des informations fournies par les athlètes qui peuvent être biaisés par leur désir de pratiquer leur sport ou par leur manque de connaissances et de conscientisation des conséquences des TCCL. Les TCCL sont effectivement méconnus auprès de la population canadienne comme rapporté par un récent sondage de la santé publique du Canada sur les TCCL auquel 55 % des adultes et 80 % des adolescents ont indiqué avoir peu ou aucune connaissance sur les TCCL (Kantar, 2018).

L'étude du risque de TCCL dans le sport a permis d'améliorer les connaissances de cette blessure et de développer différentes méthodologies d'analyses, dont la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale et les analyses numériques. La **cinématique de la tête** des athlètes a été mesurée directement sur le terrain lors de matchs de compétition ou lors d'essais expérimentaux en laboratoire (Pellman et al., 2003; Rowson et Duma, 2011; 2013; Rowson et al., 2012; Zhang et al., 2004). Les sports visés par les mesures terrains ont été

principalement les sports de contact nécessitant le port d'un casque de protection, car les instruments de mesure peuvent être insérés directement dans le casque (Hanlon et Bir, 2010). Cependant, quelques études ont mesuré la cinématique de la tête au soccer à l'aide de capteurs insérés à l'intérieur d'un bandeau ou apposés directement sur la peau (Hanlon et Bir, 2012; Harriss et al., 2019; Lecours, 2017; Lynall et al., 2016; McCuen et al., 2015). La cinématique de la tête des athlètes a été utilisée pour développer des critères de blessure permettant d'identifier le risque de TCCL (Pellman et al., 2003; Rowson et Duma, 2011; 2013; Rowson et al., 2012; Zhang et al., 2004). Ces critères de blessure présentent des différences importantes concernant les méthodologies expérimentales, statistiques et numériques ainsi qu'au niveau du choix des paramètres cinématiques sélectionnés pour leur développement. Aussi, les données expérimentales employées pour développer ces critères de blessure proviennent principalement d'impacts à la tête observés lors de la pratique du football. Pour l'**activité électrique cérébrale**, des altérations électrophysiologiques ont été observées à court et à long terme chez différents types d'athlètes ayant souffert de TCCL au cours de leur carrière (De Beaumont et al., 2013; De Beaumont et al., 2007; Theriault et al., 2009). Au soccer spécifiquement, des modifications de l'activité électrique cérébrale ont été identifiées à court terme chez des joueurs de soccer à la suite d'impacts contrôlés et répétés de la tête avec le ballon, et ce, sans diagnostic de TCCL (Alf et Odd-Vebjørn, 1989; Di Virgilio et al., 2016). La mesure de l'activité électrique cérébrale à la suite de la pratique d'un sport peut être complexe. En effet, les instruments de mesure traditionnels sont généralement encombrants et nécessitent un temps d'installation considérable (Ratti et al., 2017). Cependant, les développements technologiques ont permis de créer des instruments de mesure performants qui sont simples et pratiques permettant une installation rapide et une utilisation sur le terrain (Ratti et al., 2017). Aux connaissances actuelles, aucune étude n'a exploité l'activité cérébrale électrique comme méthode d'analyse sur le terrain pour identifier le risque de TCCL. L'**analyse numérique** via l'exploitation de modèles par éléments finis (MÉF) a permis de calculer les réponses biomécaniques telles que les contraintes et déformations du cerveau à l'aide des données cinématiques mesurées directement sur le terrain ou en laboratoire. Les données cinématiques au football sont dominantes dans la littérature, c'est pourquoi les réponses biomécaniques associées aux TCCL sportifs ont été

étudiées principalement pour ce sport (Beckwith et al., 2018; Ji et al., 2013; Ji et al., 2015; Kimpara et Iwamoto, 2012; McAllister et al., 2012; Oeur et al., 2015; Post et al., 2015; Takhounts et al., 2008; Zhang et al., 2004). Au soccer, l'analyse numérique a permis d'étudier les paramètres biomécaniques du segment tête-cou et les accélérations du cerveau, sans toutefois cibler les réponses biomécaniques du cerveau (Hassan et Taha, 2015; Schneider et Zernicke, 1988; Shewchenko et al., 2005b). La littérature sportive actuelle présente donc différentes méthodologies d'analyses employées comme indicateur de risque de TCCL. Cependant, la complexité des mécanismes lésionnels des TCCL ne permet pas de favoriser un indicateur spécifique pour l'évaluation du risque de TCCL.

L'objectif principal de ce projet de recherche se définit donc comme l'étude de différents indicateurs de risque de TCCL, soit la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale et les réponses biomécaniques du cerveau chez des joueuses et joueurs de soccer de niveau semi-professionnel. Le projet de recherche a été réalisé au cours de la saison d'automne avec la collaboration de deux équipes universitaires, soit 6 joueuses d'une équipe évoluant en première division et 15 joueurs évoluant en deuxième division. La cinématique de la tête des participants a été mesurée à l'aide d'un bandeau instrumenté du SIM-G (Triax Technologies, Norwalk, Ct) et d'un électroencéphalogramme nommé Muse (Interaxon inc., Toronto, ON) pour la mesure de l'activité électrique cérébrale, lors d'entraînements et de matchs de compétition. Un MÉF de la tête, librement accessible au public, a été employé pour calculer les réponses biomécaniques du cerveau associées à la cinématique de la tête mesurée sur le terrain.

La thèse se divise en cinq chapitres. Le premier chapitre correspond à une revue de la littérature permettant la compréhension des connaissances actuelles reliées au projet de recherche. Le deuxième chapitre énonce la problématique, les questions de recherche ainsi que les objectifs du projet de recherche. Le troisième chapitre regroupe la méthodologie expérimentale des mesures réalisées sur le terrain, la méthodologie numérique des calculs des réponses biomécaniques du cerveau et la méthodologie statistique qui a permis d'étudier les relations entre les indicateurs de risque de TCCL. Les résultats des travaux de recherche sont

ensuite présentés au quatrième chapitre. Le cinquième chapitre présente une discussion qui permet de répondre aux questions de recherche et d'aborder une réflexion sur les technologies et les méthodologies actuelles illustrant ainsi la contribution scientifique de ce projet de recherche. Enfin, la conclusion résume l'ensemble des travaux de recherche accomplis et les recommandations émises abordent les perspectives des recherches subséquentes.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Cette revue de la littérature rassemble les notions essentielles à la compréhension des travaux de recherche. Elle débute par une description générale de l'anatomie et du fonctionnement du cerveau. Par la suite, les mécanismes lésionnels, les facteurs de risque du traumatisme crânio-cérébral léger (TCCL) et les conséquences des TCCL sont abordés. Enfin, elle présente les principales études portant sur la biomécanique des TCCL dans un environnement sportif telles que les études expérimentales en laboratoire, les études numériques, les études statistiques reliées au développement de critères de blessure et les études au soccer réalisées sur le terrain.

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du cerveau

Composé de substance grise et de substance blanche (Figure 1.1), le cerveau renferme une multitude de rainures profondes permettant de le subdiviser en différentes régions, dont le lobe frontal, pariétal, occipital et temporal (Figure 1.2). La substance grise est constituée de corps cellulaires nommés neurones, tandis que la substance blanche effectue le transport d'influx nerveux grâce aux prolongements des neurones, nommés axones (Marieb et al., 2010). La substance blanche permet aussi la communication entre les deux hémisphères du cerveau, qui sont séparés par une membrane servant de protection dénommée la faux du cerveau (Marieb et al., 2010). Le cerveau est aussi protégé par le crâne et le liquide cébrospinal qui, produit par les ventricules, permettent de réduire les mouvements du cerveau lors d'impacts (Marieb et al., 2010).

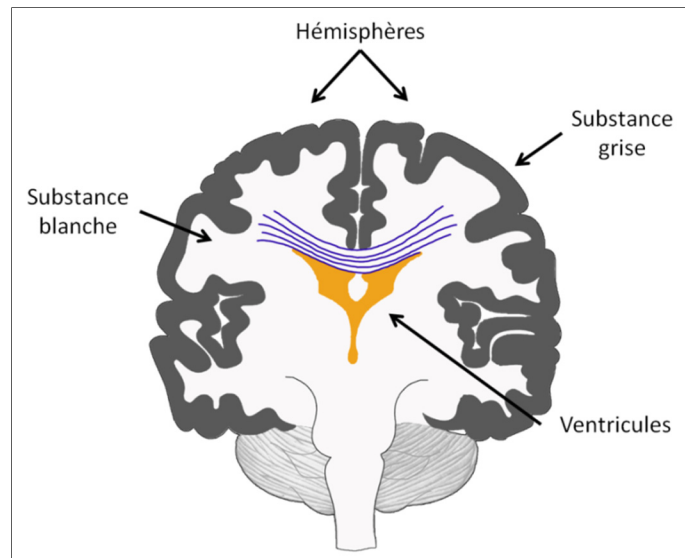


Figure 1.1 Définition des hémisphères, des ventricules et des substances blanche et grise du cerveau

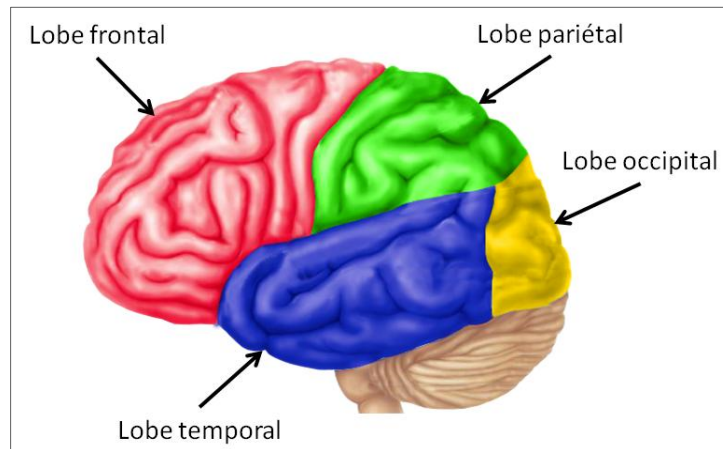


Figure 1.2 Lobes du cerveau

L'influx nerveux correspond à l'activité électrique cérébrale et est mesuré lors de l'électroencéphalographie. L'activité électrique cérébrale est mesurée à l'aide d'un électroencéphalogramme qui produit un tracé du potentiel électrique en fonction du temps, grâce aux électrodes disposées sur le cuir chevelu (Marieb et al., 2010; Seeck et al., 2017). La mesure d'activité électrique cérébrale peut être réalisée au repos (Scally et al., 2018; van Diessen et al., 2015) ou à l'aide de stimulations telles qu'un stimulus visuel ou auditif (De Beaumont et al., 2013; De Beaumont et al., 2007). L'activité électrique cérébrale permet

d'améliorer les connaissances du fonctionnement du cerveau telles que les relations entre les émotions et les hémisphères du cerveau (Hamid et al., 2015). Aussi, à la suite de TCCL, des anomalies d'activité électrique cérébrale peuvent être identifiées (De Beaumont et al., 2013; De Beaumont et al., 2007; Ianof et Anghinah, 2017). Toutefois, ces anomalies varient selon la personne et le type de blessure à la tête (Ianof et Anghinah, 2017). La mesure de l'activité électrique cérébrale à la suite de la pratique d'un sport peut être complexe avec les instruments de mesure traditionnels qui sont généralement encombrants et nécessitent un temps d'installation considérable (Ratti et al., 2017). Les récents développements technologiques ont toutefois permis de créer des instruments de mesure performants qui sont simples et pratiques permettant une installation rapide (Ratti et al., 2017).

L'activité électrique cérébrale se divise en ondes cérébrales principales regroupées au Tableau 1.1. Toutefois, les intervalles de fréquences sont variables selon les définitions identifiées la littérature (voir Tableau 1.1) (ElShafei et al., 2018; Neurohealth, 2020; Newson, 2018). De manière générale, les intervalles des ondes cérébrales observés pour les études sur la science du sport sont de 4 à 20 Hz (Schneider et al., 2009; Thompson et al., 2008). L'onde delta est généralement associée au sommeil profond (Hari et Puce, 2017; Schomer et Lopes da Silva, 2018). L'onde thêta provient des lobes temporaux et est associée à un état de relaxation et au sommeil léger (Hari et Puce, 2017; Mitchell et al., 2008; Munro Krull et al., 2019; Schomer et Lopes da Silva, 2018). L'onde alpha provient principalement du lobe occipital et est associée à un état de relaxation (Hari et Puce, 2017; Schomer et Lopes da Silva, 2018). L'onde bêta est reliée à plusieurs points d'origines, dont le lobe frontal, et est principalement reliée à un état de veille active (Hari et Puce, 2017; Schomer et Lopes da Silva, 2018). L'onde gamma provient du thalamus et est associée à un état de veille active et de concentration (Hari et Puce, 2017; Schomer et Lopes da Silva, 2018).

Tableau 1.1 Principales ondes cérébrales

Onde cérébrale	Fréquence (Marieb et al., 2010; Schomer et Lopes da Silva, 2018)	Sous-bande Neurohealth (2020)
Delta	2 à 4 Hz	0,1 à 4 Hz
Thêta	5 à 8 Hz	4 à 8 Hz
Alpha	8 à 13 Hz	Basse : 8 à 10 Hz Élevée : 10 à 13 Hz
Bêta	13 à 30 Hz	Basse 13 à 15 Hz Moyenne : 15 à 18 Hz Élevée : 18 à 30 Hz
Gamma	Plus de 30 Hz	Plus de 30 Hz

1.2 Mécanisme du traumatisme crânio-cérébral léger (TCCL)

Cette section présente les mécanismes lésionnels et les différents facteurs de risque des TCCL. Les conséquences à court et long terme des TCCL sont aussi abordées.

1.2.1 Mécanismes lésionnels des TCCL

Les TCCL ont pour mécanismes lésionnels les accélérations linéaires et angulaires de la tête (Gennarelli et al., 1981; NHTSA, 1983). Les principaux muscles intervenant dans le contrôle des accélérations de la tête sont les sternocléidomastoïdiens, muscles de chaque côté du cou, et les trapèzes, muscles du dos. Lors d'un impact à la tête, la contraction des muscles du cou et du dos permet de former une seule unité entre la tête et le reste du corps, ce qui réduit l'accélération de la tête (Petraglia et al., 2015).

Le type d'accélération subi à la tête, lors d'un impact direct ou indirect à la tête, influence le dysfonctionnement neurologique subséquent (Gennarelli et al., 1981). Les propriétés mécaniques du cerveau permettent d'expliquer les différentes répercussions d'accélération linéaire et angulaire. Le module de compressibilité du cerveau est d'environ 2 000 000 kPa, permettant de le considérer incompressible et de supposer une résilience envers l'accélération

linéaire (Ommaya et al., 2002). Le module de cisaillement relié à l'accélération angulaire est d'environ 70 kPa, ce qui est considérablement plus faible que le module de compressibilité (Ommaya et al., 2002). Le faible module de cisaillement implique la formation de gradient de vitesse à l'intérieur du cerveau lors d'une accélération angulaire, engendrant ainsi le cisaillement du tissu nerveux. Le cisaillement du tissu nerveux accentue la gravité des blessures, c'est pourquoi l'accélération angulaire est associée aux blessures répandues à travers plusieurs régions du cerveau (Ommaya et al., 2002; Petraglia et al., 2015; Post et Hoshizaki, 2012). Par ailleurs, dans la littérature actuelle, l'accélération angulaire est considérée plus dommageable pour le cerveau que l'accélération linéaire (Post et Hoshizaki, 2012).

1.2.2 Facteurs de risque des TCCL

L'amplitude des accélérations de la tête peut être influencée par divers facteurs de risque. Le développement musculaire, qui dépend de l'âge et du sexe des athlètes, fait partie de ces facteurs (Petraglia et al., 2015). Concernant l'âge des athlètes, les forces musculaires du cou et du dos sont moindres chez l'enfant et l'adolescent que chez l'adulte (Backous et al., 1988; Collins et al., 2014; Mansell et al., 2005). Pour le sexe des athlètes, les athlètes féminines présentent généralement une force isométrique du cou, une circonférence du cou ainsi qu'une masse du segment tête-cou inférieures en comparaison aux athlètes masculins (Tierney et al., 2005; Vasavada et al., 2008). Ces variations entre les sexes peuvent engendrer une rigidité inférieure du segment tête-cou et par le fait même une instabilité plus importante chez les athlètes féminines comparativement aux athlètes masculins (Petraglia et al., 2015; Tierney et al., 2005; Vasavada et al., 2008). Les athlètes féminines sont donc plus susceptibles de subir un TCCL que les athlètes masculins, ce qui est supporté par des taux de diagnostics plus importants chez les athlètes féminines que les athlètes masculins (Gessel et al., 2007; Mansell et al., 2005; Marar et al., 2012; Petraglia et al., 2015; Tierney et al., 2005). Le poids a aussi une influence sur l'anthropométrie du segment tête-cou des athlètes, et ce, peu importe le sexe des athlètes (Vasavada et al., 2008).

L'état physique et l'état psychologique des athlètes sont d'autres facteurs de risque qui affectent principalement la fatigue physiologique (température de l'air ambiant élevée, temps de jeu important ou intensité de jeu) et l'état de concentration des athlètes (problèmes personnels, fatigue psychologique ou historique de TCCL) (Chamard et al., 2013; Rahnama et al., 2002; Reilly, 1997). Le risque de TCCL peut aussi être influencé par le facteur de compétition qui varie entre les entraînements et les matchs de compétition (Gessel et al., 2007; Nilsson et al., 2013), le niveau de compétition des athlètes (Gessel et al., 2007), de même que le port d'équipements de protection, comme le protecteur buccal et le casque ou bandeau de protection (Naunheim et al., 2003; Takeda et al., 2005). L'environnement des athlètes comprenant la température de l'air ambiant (Wiert et al., 2011) et le type de terrain (Turfgrass Resource Center, 2006) est également identifié comme un facteur qui a une influence sur le risque de TCCL.

En plus des facteurs de risque des TCCL précédents, d'autres facteurs sont associés spécifiquement au soccer, soit les paramètres physiques des ballons de soccer et les différents types d'impacts à la tête. Pour les paramètres physiques des ballons de soccer, la Fédération Internationale de Football Association (FIFA) impose des limites pour la circonférence (680-700 mm), la masse (410-450 g) et la pression (60-110 kPa), car une masse ou une pression élevée augmente le risque de TCCL lors d'un impact à la tête (FIFA, 2016). D'autres paramètres physiques peuvent influencer la cinématique des ballons et le risque de TCCL comme la méthode de fabrication, le fini de surface ainsi que le nombre, l'orientation et la forme des panneaux des ballons (Hong et Asai, 2014; Shewchenko et al., 2005c). Toutefois, la FIFA n'impose pas de restrictions envers ces paramètres physiques. Concernant les différents types d'impacts au soccer, deux catégories principales sont identifiées, soit les impacts dits volontaires, nommés techniques de tête, et les impacts involontaires. Les définitions des principaux types d'impacts au soccer sont présentées à l'ANNEXE I. Les techniques de tête, et particulièrement celles engendrant d'importantes accélérations angulaires, ont été associées à un risque plus important de TCCL en comparaison aux impacts involontaires chez des joueurs et joueuses adultes (Lecours, 2017).

À ce jour, aucun test médical ne permet de confirmer le diagnostic d'un TCCL. Par contre, un outil de diagnostic, soit le *Sport Concussion Assessment Tool - 5th Edition* (SCAT5), peut être utilisé sur le terrain (McCrary et al., 2017). Lors de la pratique d'un sport, le SCAT5 permet d'aider le personnel médical à identifier si un athlète a possiblement subi un TCCL quelques instants après un impact. Cependant, l'évaluation des athlètes dépend exclusivement de leur coopération par les informations qu'ils fournissent au personnel médical. Les athlètes peuvent être biaisés par la peur d'être retiré du jeu, leur désir de pratiquer leur sport ou simplement par leur manque de connaissances et de conscientisation des conséquences des TCCL. De plus, la pertinence du SCAT5 diminuerait significativement après un délai de 3 à 5 jours (McCrary et al., 2017). Le SCAT5 est un questionnaire normalisé qui permet l'évaluation des fonctions neurocognitives, dont l'attention et la mémoire (McCrary et al., 2017). Seul le personnel médical peut utiliser le SCAT5, ce qui signifie que les équipes évoluant dans les ligues amateurs ne peuvent pas l'utiliser, ces ligues n'assurant pas la présence de personnel médical.

1.2.3 Conséquences des TCCL

Les impacts répétitifs à la tête engendrent des accélérations de faible amplitude et peuvent entraîner des anomalies anatomiques du cerveau, tels que des micros-déchirures des axones (Lipton et al., 2013), et des anomalies physiologiques, tels que des troubles cognitifs (Lipton et al., 2013; Meythaler et al., 2001). Plus spécifiquement au soccer, les techniques de tête ont été associées à des modifications microstructurales de la substance blanche du cerveau chez des joueurs de soccer amateurs (Lipton et al., 2013). L'exécution de techniques de tête a été associée à des symptômes de TCCL tels que des maux de tête chez des jeunes joueurs (Alf et Odd-Vebjørn, 1989; Janda et al., 2002) ainsi qu'à des altérations électrophysiologiques temporaires (anormalité de l'onde cérébrale thêta et alpha) et des changements cognitifs (mémoire à court et à long terme) chez des joueurs adultes (Alf et Odd-Vebjørn, 1989; Di Virgilio et al., 2016).

À long terme, les TCCL peuvent avoir des conséquences importantes au cerveau, dont les déficiences hormonales liées au développement normal des enfants, adolescents et adultes (Acerini et al., 2006). Après plusieurs TCCL datant de 3 ans et même de 30 ans, des altérations électrophysiologiques ont été identifiées chez des participants, et ce, malgré des examens neuropsychologiques équivalents aux participants sans TCCL (De Beaumont et al., 2013; De Beaumont et al., 2007).

1.3 Études des TCCL dans un environnement sportif

Cette section recense diverses études sur les mécanismes lésionnels liés aux TCCL à la suite d'un impact à la tête lors de la pratique d'un sport. Les études en laboratoire et par analyses numériques sont d'abord abordées. Ensuite, les études statistiques liées au développement de critères de blessure sont présentées. Finalement, cette section présente les études réalisées en situation de jeu en temps réel au soccer.

1.3.1 Études en laboratoire et par analyses numériques

Les études numériques via l'exploitation de modèles par éléments finis (MÉF) sont généralement utilisées conjointement avec les études en laboratoire. Les études en laboratoire ont permis d'améliorer les connaissances sur la cinématique de la tête lors d'impacts à la tête, et ce, peu importe le sport. Toutefois, certains facteurs ne peuvent pas être représentés dans ces études. Par exemple, les études en laboratoire ne permettent pas de recréer le facteur de compétition entre les athlètes, car il ne s'agit pas de match de compétition. De plus, pour réduire le risque de blessure chez les athlètes participants à l'étude, certains paramètres contrôlés en laboratoire doivent être minimisés, comme la vitesse de déplacement du ballon, lors des études sur le soccer. En effet, la vitesse du ballon est généralement de 6 à 8 m/s en laboratoire alors qu'elle est environ de 18 m/s chez de jeunes joueurs de soccer lors de match de compétition (Shewchenko et al., 2005a).

Plusieurs MÉF de la tête ont été développés pour effectuer des analyses numériques pour un environnement sportif, et plus particulièrement, au football et au hockey. Le *Wayne State*

Brain Injury Model (WSUBIM) a été développé et adapté pour étudier les réponses biomécaniques au football telles que les pressions et les contraintes de cisaillement au cerveau à l'aide de reconstruction en laboratoire d'impacts à la tête (Zhang et al., 2004). Le WSUBIM a aussi été utilisé pour développer des critères de blessure pour la cinématique de la tête spécifiquement pour le football. Les MÉF commerciaux tels que le *Total Human Model for Safety* (THUMS) et le *Simulated Injury Monitor* (SIMon) ont été modifiés pour permettre d'étudier la cinématique de la tête et les réponses biomécaniques telles que les déformations principales maximales et le cisaillement lors d'impacts à la tête au football (Beckwith et al., 2018; Kimpara et Iwamoto, 2012; Takhounts et al., 2008) et lors d'accidents automobiles (THUMS) (Iwamoto et al., 2007). Le *Darmouth Head Injury Model* (DHIM) a été développé dans le but d'étudier les réponses biomécaniques telles que les pressions et les déformations principales maximales au cerveau à l'aide de données terrain de la cinématique de la tête lors d'impacts à la tête au football et au hockey (Beckwith et al., 2018; Ji et al., 2013; Ji et al., 2015; McAllister et al., 2012). Le *University College Dublin Brain Trauma Model* (UCDBTM) a été développé pour étudier la cinématique et les réponses biomécaniques du cerveau au hockey telles que les contraintes de von Mises et les déformations principales maximales à l'aide de reconstruction en laboratoire d'impacts à la tête (Oeur et al., 2015; Post et al., 2015). Le Tableau 1.2 résume les critères de blessure à la tête identifiés pour les réponses biomécaniques du cerveau dans la littérature actuelle.

Tableau 1.2 Réponses biomécaniques et critères de blessure à la tête

Réponse biomécanique	Seuil	Type de blessure	Référence
Contrainte de von Mises	8 à 17 kPa	50 % de probabilité TCCL à blessure sévère	(A. O. Fernandes et J. Alves de Sousa, 2015; Post et Hoshizaki, 2012; Willinger et Baumgartner, 2003; Willinger et al., 2000; Yao et al., 2006)
	18 kPa	50 % de probabilité de lésions neurologiques modérés	
	20 à 22 kPa	TCCL	
Contrainte de Cisaillement	3 à 7,8 kPa	50 % de probabilité TCCL à blessure sévère	(Wright et Ramesh, 2012; Yao et al., 2008; Zhang et al., 2004)
	9,5 kPa	Blessure sévère et irréversible	
Déformation principale maximale	0,10 (-)	Domage réversible et TCCL	(Garcia-Gonzalez et al., 2017; Post et Hoshizaki, 2012; Thibault, 1993; Wright et Ramesh, 2012; Zhang et al., 2004)
	0,18 à 0,21 (-)	Domage fonctionnel	
Pression	< 173 kPa	Blessure mineure à modérée	(A. O. Fernandes et J. Alves de Sousa, 2015; Garcia-Gonzalez et al., 2017; Ward et al., 1980)
	> 235 kPa	Blessure sévère	

Au soccer, l'étude cinématique du segment tête-cou lors de techniques de tête a été réalisée à l'aide de MÉF simples composés de corps rigides (Schneider et Zernicke, 1988), de MÉF biofidèles du corps humain entier (Shewchenko et al., 2005b) et de MÉF complexes (Hassan et Taha, 2015). Ces MÉF ont permis d'étudier les paramètres biomécaniques des techniques de tête comme l'effet de la contraction musculaire et de l'alignement du segment tête-torse (Schneider et Zernicke, 1988; Shewchenko et al., 2005b). Ils ont aussi permis de quantifier les accélérations du cerveau lors d'exécution des techniques de tête (Hassan et Taha, 2015). Toutefois, ces études sur les MÉF n'ont pas étudié les réponses biomécaniques du cerveau comme les contraintes et les déformations du cerveau.

1.3.2 Études statistiques sur le développement des critères de blessure

Les critères de blessure permettent d'identifier rapidement le risque de TCCL à l'aide de seuils de risque. Ils sont développés à l'aide de modèles statistiques tels que la régression logistique, dont la fonction est présentée à l'équation (1.1). Les coefficients β de la fonction logistique sont reliés aux paramètres cinématiques de la tête, comme l'accélération de la tête, utilisée pour évaluer le risque de TCCL.

$$\text{fonction logistique} = \text{Risque} = \frac{1}{1 + e^{-\beta_0 + \beta_1 x + \dots + \beta_i x_i}} \quad (1.1)$$

Tirée de Ryan (2009, p. 313)

Les critères de blessure reliés à la pratique d'un sport sont développés à partir de reconstructions en laboratoire (Pellman et al., 2003; Zhang et al., 2004), de MÉF (Zhang et al., 2004) ou de la cinématique de la tête des athlètes lors de la pratique du sport concerné (Rowson et Duma, 2011; 2013; Rowson et al., 2012). Le Tableau 1.3 et le Tableau 1.4 regroupent les fonctions logistiques obtenues pour les critères de blessure développés à partir de séries de données provenant du football. Les écarts importants entre les méthodologies et les différents paramètres cinématiques des diverses études n'ont pas permis d'obtenir un consensus universel sur l'utilisation d'un seul critère de blessure.

Tableau 1.3 Critères de blessure pour l'accélération linéaire développés pour le football

Étude	Pellman et al. (2003)	Zhang et al. (2004)	Rowson et Duma (2011)
Coefficients	$\beta_0 = -4,9$ $\beta_1 = 6,06 \times 10^{-2} g^{-1}$	$\beta_0 = -5,6$ $\beta_1 = 6,9 \times 10^{-2} g^{-1}$	$\beta_0 = -9,8$ $\beta_1 = 5,1 \times 10^{-2} g^{-1}$
Période d'accélération	15 ms	10 à 16 ms	8 à 12 ms
Seuils de risque	25 % - 63g 50 % - 81g 80 % - 104g	25 % - 66g 50 % - 82g 80 % - 106g	25 % - 170g 50 % - 192g 80 % - 220g

Tableau 1.4 Critères de blessure pour l'accélération angulaire développés pour le football

Étude	Pellman et al. (2003)	Zhang et al. (2004)	Rowson et al. (2012)
Coefficients	$\beta_0 = -4,9$ $\beta_1 = 9,0 \times 10^{-4} s^2/rad$	$\beta_0 = -5,0$ $\beta_1 = 8,5 \times 10^{-4} s^2/rad$	$\beta_0 = -12,5$ $\beta_1 = 2,0 \times 10^{-2} s^2/rad$
Période d'accélération	15 ms	10 à 16 ms	$\omega(rad/s) = \frac{\alpha (rad/s^2)}{225,5 s^{-1}}$
Seuils de risque	25 % - 4 224 rad/s ² 50 % - 5 444 rad/s ² 80 % - 6 985 rad/s ²	25 % - 4 600 rad/s ² 50 % - 5 900 rad/s ² 80 % - 7 900 rad/s ²	25 % - 5 821 rad/s ² , 25,8 rad/s 50 % - 6 383 rad/s ² , 28,3 rad/s 80 % - 6 943 rad/s ² , 30,8 rad/s

1.3.3 Études de terrain au soccer

Le soccer ne nécessite pas le port de casque de protection, ce qui complexifie l'emploi d'instruments de mesure lors d'entraînements ou de matchs de compétition. Toutefois, plusieurs technologies ont été développées au cours des dernières années dont le Head Impact Telemetry System (HITS) (Simbex, Lebanon, NH), le xPatch (X2 biosystem, Seattle, WA), le Smart Impact Monitor (SIM-G) (Triax Technologies inc., Norwalk, CT) et le GForce Tracker (Artaflex Inc., Markham, Ontario, Canada). Ces technologies ont permis la réalisation de quelques études en situation de jeu en temps réel (Hanlon et Bir, 2012; Harriss et al., 2019; Lecours, 2017; Lynall et al., 2016; McCuen et al., 2015). Un bref résumé de ces études est présenté au Tableau 1.5.

Tableau 1.5 Études de terrain réalisées au soccer

Étude	Instrument de mesure	Participants Nombre (N) Âge moyenne (A)		Type de séance		Paramètres étudiés	
				Entraînement	Match		
Hanlon et Bir (2012)	HITS	F N= 24 A= 13,5		x		Amplitudes des accélérations de la tête	
McCuen et al. (2015)	xPatch	F		Combiné			
		N ₁ =29 A ₁ =15,7	N ₂ =14 A ₂ =18,7				
Lynall et al. (2016)	xPatch	F N=22 A=19		x	x		Nombre d'impacts selon les positions sur le terrain
Lecours (2017)	SIM-G	F et M		x	x		Évaluation du risque de TCCL
		N _F =16 A _F =24,1	N _M =8 A _M =18				
Caccese et al. (2016)	SIM-G	F N=16 A=19,6			x		Situations causant les techniques de tête
Harriss et al. (2019)	GForce	F N=36 A=13,4			x	Techniques de tête	

Le HITS est grandement utilisé au football et est populaire auprès de la NFL. Il a été validé pour le soccer avec un mannequin Hybrid III et les coefficients de corrélation ont été élevés pour l'accélération linéaire (0,94) et angulaire (0,92) (Hanlon et Bir, 2010). Cependant, le HITS est maintenant exclusif aux études reliées au football. Concernant le xPatch, il a aussi été validé pour le soccer avec un mannequin Hybrid III. Les erreurs quadratiques moyennes maximales obtenues pour l'accélération linéaire et angulaire ont été de 40 % et de 48 %, respectivement (McCuen et al., 2015). Le SIM-G a été validé (voir ANNEXE IV) avec une tête de mannequin Hodgson-WSU de National Operating Committee on Standards for

Athletic Equipment et un cou de mannequin Hybrid III (Anna Oeur et al., 2016; Karton et al., 2016). Le coefficient de corrélation a été supérieur à 0,90 pour les accélérations et l'erreur quadratique moyenne normalisée maximale obtenue était de 12 % (Karton et al., 2016; Triax Technologies inc., 2014). Le GForce a été validé avec un mannequin Hybrid III combiné à un casque de football et de hockey (Allison et al., 2015; Campbell et al., 2016). Des algorithmes de correction en fonction du casque porté ont été suggérés afin de réduire les erreurs de mesure entre le mannequin et les casques (Patton, 2016).

Les études réalisées sur le terrain ont permis d'améliorer les connaissances sur la cinématique de la tête de joueuses et de joueurs de soccer lors d'entraînements et de matchs de compétition. L'étude subséquente consiste donc à combiner la cinématique de la tête à d'autres méthodes d'analyses de risque de TCCL observées dans la littérature, comme l'activité électrique cérébrale ou les réponses biomécaniques du cerveau afin d'identifier ceux qui influencent davantage le risque de TCCL lors de la pratique du soccer.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE DU PROJET DE RECHERCHE

Ce chapitre présente la problématique, les questions de recherche et les objectifs de ce projet de recherche.

2.1 Problématique

La revue de la littérature a permis de faire les constats suivants :

- les athlètes féminines sont plus à risque de souffrir de TCCL que les athlètes masculins (Gessel et al., 2007; Mansell et al., 2005; Marar et al., 2012; Petraglia et al., 2015; Tierney et al., 2005) ;
- les accélérations linéaires et angulaires de la tête sont les principaux mécanismes lésionnels menant à un TCCL (Gennarelli et al., 1981; NHTSA, 1983). L'accélération angulaire est considérée plus dommageable pour le cerveau que l'accélération linéaire (Post et Hoshizaki, 2012) ;
- les impacts répétés à la tête générant des accélérations de faible amplitude peuvent engendrer des conséquences importantes au cerveau comme des altérations anatomiques et électrophysiologiques (Alf et Odd-Vebjørn, 1989; Di Virgilio et al., 2016; Janda et al., 2002; Lipton et al., 2013; Meythaler et al., 2001) ;
- au soccer, il existe peu de données d'accélérations de la tête lors d'impacts sur le terrain, limitant ainsi la compréhension des mécanismes lésionnels et du risque des TCCL dans ce sport ;
- plusieurs facteurs de risque peuvent influencer l'amplitude des accélérations de la tête comme les facteurs physiques des athlètes, dont l'âge, le sexe, les paramètres anthropométriques du segment tête-cou, l'état physique et psychologique ainsi que les facteurs environnementaux de jeu dont le niveau de compétition, la température et les

paramètres physiques des ballons de soccer. Au soccer, le type d'impact est aussi un facteur de risque ;

- à ce jour, le risque de TCCL est évalué en confrontant les accélérations de la tête des athlètes à des critères de blessure développés pour la pratique du football. Les différences méthodologiques importantes utilisées dans le développement des critères actuellement disponibles dans la littérature n'ont pas permis d'obtenir un consensus sur l'utilisation d'un seul critère de blessure ;
- au soccer, les analyses numériques à l'aide de MÉF ont permis d'étudier les paramètres cinématiques de la tête et du cerveau lors d'impacts entre la tête et le ballon. Aux connaissances actuelles, l'étude des réponses biomécaniques, dont les contraintes et déformations du cerveau à l'aide de MÉF détaillé du cerveau n'a pas été réalisé pour l'étude du risque de TCCL lors de la pratique du soccer ;
- les développements technologiques ont permis de faciliter la mesure de l'activité électrique cérébrale sur le terrain en concevant des instruments de mesure performants, simples et pratiques (Ratti et al., 2017). Aux connaissances actuelles, aucune étude actuelle n'a exploité l'activité cérébrale électrique comme méthode d'analyse sur le terrain afin d'identifier rapidement le risque de TCCL ;
- l'acquisition sur le terrain des accélérations de la tête de différentes populations de joueurs de soccer permet d'améliorer la compréhension et le risque des impacts à la tête spécifiques au soccer ;
- sur le terrain, le SCAT5 peut être utilisé pour identifier un possible TCCL chez les athlètes. Toutefois, cet outil ne peut être utilisé que par le personnel médical et l'évaluation des athlètes dépend exclusivement de la coopération des athlètes ;
- différentes méthodologies d'analyses sont utilisées à titre d'indicateur de risque de TCCL, dont la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale et les analyses numériques. Dans la littérature actuelle, aucun indicateur ne fait consensus pour l'évaluation du risque de TCCL.

2.2 Questions de recherche

L'analyse de la problématique a permis d'émettre deux questions de recherche, soit :

Q1 : Quels sont les indicateurs de risque de TCCL qui permettent de mieux évaluer le risque de TCCL lors de la pratique du soccer ?

Q2 : Quels sont les facteurs physiques des participants et les facteurs environnementaux de jeu qui ont le plus d'influence sur les indicateurs de risque de TCCL ?

2.3 Objectifs

L'objectif principal de ce projet de recherche est d'étudier différents indicateurs permettant d'évaluer le risque de TCCL lors d'impacts à la tête chez des joueuses et joueurs de soccer semi-professionnel. Les indicateurs de risque de TCCL étudiés sont la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale et les réponses biomécaniques du cerveau. Les objectifs spécifiques (OS) sont les suivants :

OS1 : Mesurer la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale, les facteurs physiques des joueurs (joueuses) et les facteurs environnementaux de jeu lors d'entraînements et de matchs de compétition de soccer ;

OS2 : Calculer les réponses biomécaniques, soit les contraintes et les déformations du cerveau engendrées par des impacts à la tête lors de la pratique du soccer ;

OS3 : Étudier les relations entre la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale, les réponses biomécaniques du cerveau, les facteurs physiques des joueurs (joueuses), les facteurs environnementaux de jeu et le risque de TCCL.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre présente les méthodologies utilisées dans le cadre de ce projet de recherche concernant les mesures terrain, le calcul des réponses biomécaniques et l'étude des relations entre les indicateurs de risque de TCCL.

3.1 Mesures terrain

Cette section présente la méthodologie permettant de répondre au premier objectif spécifique qui consiste à mesurer la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale, les facteurs physiques des participants et les facteurs environnementaux de jeu lors d'entraînements et de matchs de compétition de soccer. Elle débute par la description des informations pertinentes recueillies auprès des participants ciblés. Le déroulement des séances d'acquisition de la cinématique de la tête et d'activité électrique cérébrale est ensuite détaillé de même que les analyses des mesures terrain.

Le projet de recherche a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'École de technologie supérieure (H20160603). Le protocole relié aux participants ciblés, à la collecte d'informations et aux acquisitions de la cinématique de la tête employé dans ces travaux de recherche est basé sur le projet de recherche de la maîtrise (Lecours, 2017). Certains participants ont donné leur consentement sur l'utilisation des photographies qui pourraient les identifier, le visage de ces participants n'est donc pas brouillé dans ce chapitre.

3.1.1 Participants et collecte d'informations

Une équipe féminine et une équipe masculine de soccer de niveau universitaire semi-professionnel ont participé à ce projet de recherche. Le nombre de participants a été de 21 et le nombre de séances a été de 27. À la suite du 8^e match de compétition (M8), un TCCL a été diagnostiqué par l'équipe médicale de l'équipe de soccer participante.

La sélection des participants a été basée sur deux critères d'inclusion : avoir l'âge minimal de 18 ans et faire partie d'une équipe de soccer. Le projet de recherche comporte aussi un critère d'exclusion : être blessé au dos ou au cou ou avoir subi un TCCL et ne pas présenter un avis médical (billet) indiquant la possibilité d'un retour au jeu.

Une rencontre préliminaire a été réalisée avec les participants dans le but d'expliquer le protocole expérimental et les instruments de mesure utilisés dans ce projet de recherche. Le formulaire d'information et consentement a été remis aux participants, qui ont été invités à le lire, à poser des questions au besoin, et par la suite, à le remplir.

Lors de cette rencontre, plusieurs fiches d'information ont été remplies (voir ANNEXE II). Il s'agit des fiches regroupant les informations concernant l'admissibilité du participant (voir Tableau-A II-1), les informations du participant (voir Tableau-A II-2), les données anthropométriques du segment tête-cou (voir Tableau-A II-3), le choix du bandeau et l'attribution de l'instrument de mesure SIM-G (Triax Technologies inc., Norwalk, CT) au participant (voir Tableau-A II-4).

La fiche d'admissibilité du participant a permis de déterminer si le participant répond aux critères d'inclusion sans toutefois répondre aux critères d'exclusion. La fiche d'information sur le participant regroupe les caractéristiques du participant telles que l'âge, le poids (Balance mécanique, Starfrit balance) et la taille (ruban rigide, Power lock 16 pi, Stanley). Les techniques de mesure anthropométrique du segment tête-cou utilisées ont été établies par de Vasavada et al. (2008). Les données anthropométriques mesurées sont la circonférence, la largeur, la hauteur et la profondeur du cou mesuré avec un mètre à ruban souple (Tailorform). La fiche d'attribution du SIM-G permet d'indiquer la taille du bandeau choisi par le participant (petit; moyen; grand) et le numéro de série du SIM-G attribué de manière aléatoire. Pour chaque séance d'acquisition, les participants ont utilisé le même SIM-G et le même bandeau. Enfin, un profil pour chaque participant a été créé sur la plate-forme Cloud dashboard (Triax Technologies inc., Norwalk, CT).

3.1.2 Acquisition des données cinématiques de la tête des participants

Cette sous-section présente le système de mesures utilisé lors des acquisitions de données cinématiques de la tête ainsi que le déroulement des séances d'acquisitions.

3.1.2.1 SIM-G et SKYi

Le Smart Impact Monitor (SIM-G) (voir Figure 3.1) de la compagnie Triax Technologies inc. (Norwalk, CT, États-Unis) a été employé pour mesurer les données cinématiques de la tête des participants. Les caractéristiques du SIM-G sont regroupées au Tableau 3.1 et les détails de la validation expérimentale du SIM-G sont présentés à l'ANNEXE IV. Un exemple de deux participants portant le bandeau instrumenté du SIM-G est présenté à la Figure 3.2 (A et B).



Figure 3.1 Instrument de mesure SIM-G
Tirée de Triax Technologies inc. (2016)

Tableau 3.1 Caractéristiques du SIM-G
Tiré de Triax Technologies inc. (2014, p. 1)

Paramètres	Valeurs
Instrumentation	
Gyroscope	1
Accéléromètre (3 axes)	2
Dimensions	
Longueur	27 mm
Hauteur	34 mm
Profondeur	8 mm
Masse	11,5 g

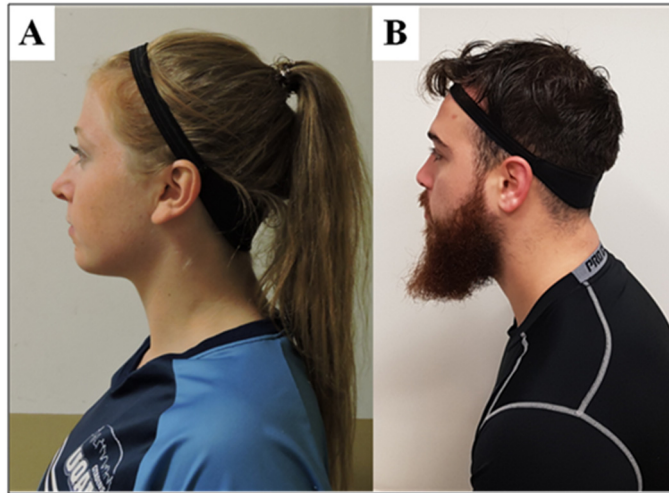


Figure 3.2 Port du bandeau instrumenté en vue latérale par A- une joueuse et B- un joueur

Les paramètres d'enregistrement sont présentés au Tableau 3.2 et un schéma décrivant le protocole d'acquisition de la cinématique de la tête des participants est présenté à la Figure 3.3. À la suite d'un impact, les données d'enregistrement sont communiquées à un dispositif d'acquisition nommé SKYi qui permet de compiler et visualiser l'amplitude des accélérations en temps réel lors des séances d'acquisitions. Pour le traitement des données, les enregistrements ont été transférés sur la plate-forme Cloud dashboard. Pour valider les impacts à la tête, les vidéos ont été visionnées et les impacts à la tête répertoriés dans un tableau d'analyse (voir Tableau-A III-3, ANNEXE III). Ce tableau regroupe les informations du participant ainsi que les données cinématiques de la tête de chaque impact. Lorsque l'impact à la tête n'était pas justifié, par exemple lorsque le bandeau était enlevé et manipulé par le participant, l'impact était retiré de la liste d'impacts à la tête à analyser.

La plate-forme Cloud dashboard permet de générer un fichier Excel résumé comportant plusieurs informations sur la cinématique de la tête des participants comme présenté au Tableau 3.2. Pour chaque impact, un fichier Excel détaillant l'amplitude des accélérations à chaque milliseconde d'enregistrement peut être généré.

Tableau 3.2 Paramètres d'enregistrements du SIM-G
Tiré de Triax Technologies inc. (2014, p. 1)

Paramètres	Valeurs
Activation d'enregistrement	
Seuil minimum d'accélération linéaire	10g
Enregistrement	
Avant 10g	10 ms
Après 10g	52 ms
Fréquence d'acquisition	1 000 Hz

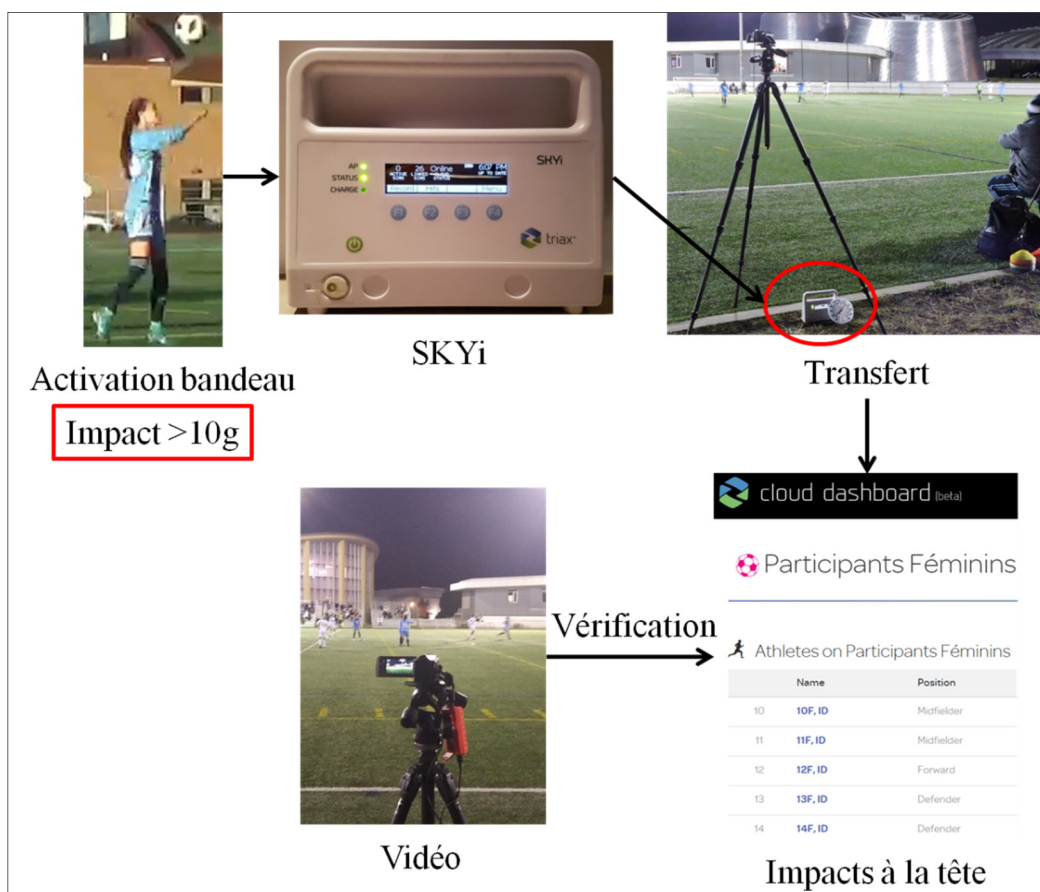


Figure 3.3 Schéma du protocole d'acquisition de la cinématique de la tête des participants lors des entraînements et des matchs de compétition

Tableau 3.3 Information sur les paramètres de la cinématique de la tête des participants

Paramètres	Définition
Accélération linéaire	Valeur maximale (g)
Accélération angulaire	Valeur maximale (krad/s ²)
Vitesse angulaire	Valeur maximale (rad/s)
Mouvement de la tête (catégorie)	Avant, avant droit, avant gauche Côté droit, côté gauche Arrière, arrière droit, arrière gauche Voir l'exemple à l'ANNEXE V
Angle azimut	Angle de $\pm 180^\circ$: plan horizontal où l'oreille droite est identifiée comme l'angle positif et l'oreille gauche comme l'angle négatif
Angle élévation	Angle de $\pm 90^\circ$: plan horizontal, où le dessus de la tête est identifié comme l'angle positif et le menton comme l'angle négatif

3.1.2.2 Entraînements et matchs de compétition

Au début des séances d'acquisition, les SIM-G ont été mis en marche et insérés à l'intérieur des bandeaux. Les bandeaux instrumentés ont ensuite été distribués aux participants respectifs. Les participants ont eu pour consigne de jouer comme à l'habitude.

Durant les séances d'acquisition, plusieurs informations ont été consignées dans la fiche d'information des séances (voir Tableau-A III-1, ANNEXE III). Les informations concernent : le type de séance, la température de l'air ambiant (thermomètre à cadran, BIOS Weather), la date et l'heure de la séance d'acquisition. Chaque séance d'acquisition a été filmée à l'aide d'un caméscope (HDR CX405, Sony) installé sur trépied (Manfrotto) (voir Figure 3.3). L'utilisation d'un seul caméscope a impliqué un déplacement manuel de la caméra dans le but de suivre le déplacement du ballon.

Lors des matchs de compétition, les informations sur les ballons telles que la pression (manomètre à ballon, Performance Pressure gauge, Adidas), la masse (balance numérique, Cucina, Think Kitchen) et la circonférence (mètre à ruban souple, Tailorform) ont été

consignées (voir Tableau-A III-2, ANNEXE III). Les paramètres physiques des ballons correspondent à ceux règlementés par la FIFA (FIFA, 2016).

3.1.2.3 Analyse de la cinématique de la tête, des facteurs physiques des participants et des facteurs environnementaux de jeu

Les statistiques descriptives (moyenne et écart-type) ont été calculées pour la cinématique de la tête, les facteurs physiques des participants et les facteurs environnementaux de jeu suivants :

- les paramètres des participants : âge, poids, taille, nombre d'années d'expérience, indice de masse corporelle (IMC) (voir équation (3.1)) (Santé Canada, 2012)°;

$$IMC [kg/m^2] = \frac{Poids [kg]}{Taille^2 [m^2]} \quad (3.1)$$

- les paramètres anthropométriques du segment tête-cou : circonférence, largeur, hauteur et profondeur ;
- la température de l'air ambiant ;
- les paramètres physiques des ballons de soccer lors des matchs de compétition ;
- l'accélération de la tête : linéaire et angulaire.

Les données reliées au nombre d'impacts à la tête suivants ont été comptabilisées :

- le nombre d'impacts à la tête :
 - lors des entraînements et des matchs de compétition ;
 - selon la période de jeu (première ou deuxième période) ;
 - par participant par 90 minutes de jeu lors des séances d'acquisition ;
 - dépassant les seuils de risque des accélérations de la tête de la littérature (Pellman et al., 2003; Rowson et Duma, 2011; Rowson et al., 2012; Zhang et al., 2004) ;
- le nombre d'impacts involontaires par type d'impact involontaire ;

- le nombre de techniques de tête par type de technique de tête.

Les variations entre les joueuses et les joueurs ont été étudiées afin de vérifier si les deux échantillons de populations doivent être analysés séparément ou peuvent être documentés conjointement. Alors, à la suite de la vérification de la normalité, le test de Student ou le test de Mann-Whitney (Wilcoxon) ($\alpha=5\%$) a été fait pour identifier les différences significatives entre les joueuses et les joueurs pour les paramètres suivants :

- l'âge ;
- le nombre d'années d'expérience ;
- l'IMC ;
- les paramètres anthropométriques du segment tête-cou ;
- les températures de l'air ambiant mesuré lors des séances d'acquisition ;
- les paramètres physiques des ballons mesurés lors des matchs de compétition ;
- le nombre total d'impacts à la tête (techniques de tête et impacts involontaires) par participant par 90 minutes de jeu lors des séances d'acquisition ;
- les accélérations de la tête des participants lors des impacts à la tête (techniques de tête et impacts involontaires).

Les analyses statistiques des mesures terrain ont été réalisées à l'aide de MATLAB (MathWorks, Natick, MA, États-Unis) et de Statgraphics Centurion XVII.II-X64 (Statgraphics, The Plains, VA, États-Unis).

3.1.2.4 Critères de blessure

Un critère de blessure a été développé afin d'étudier la cinématique de la tête comme un indicateur de risque de TCCL lors de la pratique du soccer. Le modèle de la régression logistique est généralement employé dans la littérature, ce qui justifie le choix de ce modèle pour le développement du critère de blessure. Le critère de blessure a été développé avec le logiciel Statgraphics. Les données disponibles proviennent de deux bases de données, soit les

données cinématiques mesurées au cours du projet de recherche actuel et les données du projet de maîtrise (joueuses de niveau amateurs et joueurs de niveau élites) (Lecours, 2017). Pour développer le modèle de régression logistique, deux méthodologies ont été utilisées. La première méthode consiste à combiner les données des deux bases de données et à retirer 5 % des données pour les utiliser lors de la validation du modèle. La seconde méthode consiste à sélectionner uniquement les données reliées aux participants de niveau élite et utiliser les données des joueuses de niveau amateur pour valider le modèle. Afin de comparer les méthodologies de développement du modèle de la régression logistique le test de Kolmogorov-Smirnov a été réalisé ($\alpha=5\%$). Les informations générales de la régression logistique sont regroupées au Tableau 3.4. Un seul TCCL a été diagnostiqué dans les deux bases de données. Alors, dans le but d'obtenir un échantillon considérable de TCCL et de développer un critère de blessure généralisé, le 99^e percentile des paramètres cinématiques de la tête (voir Tableau 3.4) a été identifié comme TCCL potentiel. Des méthodologies similaires sont utilisées dans la littérature actuelle et se justifient par le fait que plus 50 % des TCCL ne sont pas diagnostiqués lors de la pratique d'un sport (Harmon et al., 2013; Rowson et Duma, 2013). Les paramètres cinématiques sont les accélérations linéaires et angulaires ainsi que la vitesse angulaire de la tête des participants.

Tableau 3.4 Variables du modèle de la régression logistique

Y: variable dépendante	$Y = \begin{cases} 1 & \text{Blessure} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$
X: variable indépendante	X_1 : accélération linéaire (g) X_2 : accélération angulaire (rad/s ²) X_3 : vitesse angulaire (rad/s) X_4 : mouvement de la tête X_5 : azimut (°) X_6 : élévation (°)

Pour tous les tests d'hypothèses reliés au développement du modèle de la régression logistique, un alpha de 5 % a été utilisé. Pour développer le modèle, la variable dépendante (voir Tableau 3.4) a d'abord été modifiée telle que présentée à l'équation (3.2). Ensuite, une régression linéaire a été réalisée (voir équation (3.3)).

Poser $q = P(Y = 1)$ donc $0 \leq q \leq 1$

$$L = \ln\left(\frac{q}{1-q}\right) \text{ où } -\infty \leq L \leq \infty \quad (3.2)$$

$$L = \ln\left(\frac{q}{1-q}\right) = \beta_0 + \beta_i \cdot x_i + \varepsilon \quad (3.3)$$

où $\varepsilon \sim N(0, \sigma^2)$ et $i = 1, 2, 3, 4, 5, 6$

Tirée de Saporta (1990, p. 475); Winkelstein (2013, p. 451)

Afin d'obtenir le meilleur modèle de la régression logistique, composé des variables indépendantes pertinentes (voir Tableau 3.4), la fonction pas-à-pas ascendante a été utilisée. Cette méthode permet de développer un modèle en ajoutant une variable à la fois et en effectuant les tests statistiques. Cette méthode permet de sélectionner rapidement les variables significatives du modèle. L'analyse de l'écart a été réalisée afin de vérifier si le modèle est significatif et si un meilleur modèle existe. Le test sur le rapport de vraisemblance a été réalisé afin de valider que les variables sélectionnées soient significatives. Par la suite, l'analyse des résidus et l'analyse de la multicolinéarité, incluant le facteur d'inflation de la variance, ont été réalisées pour assurer le respect des conditions d'applications du modèle de la régression logistique. Les conditions d'applications sont la présence de résidus aléatoires et la non-multicolinéarité des variables indépendantes. Pour la validation du modèle final, les erreurs de prévisions ont été évaluées à l'aide de l'erreur quadratique moyenne. La prédiction du modèle a aussi été évaluée à l'aide d'un test d'adéquation du chi-carré.

En plus du modèle de la régression logistique développé spécifiquement pour le soccer, deux autres modèles ont été développés afin de comparer les critères de blessure du soccer avec ceux du football (Pellman et al., 2003; Rowson et Duma, 2011; 2013; Rowson et al., 2012; Zhang et al., 2004). Les deux modèles identifiés pour le football ont chacun une seule variable indépendante, soit l'accélération linéaire et l'accélération angulaire. La méthodologie du développement des modèles de la régression logistique identifiés pour le football est la même que celle utilisée pour le modèle développé spécifiquement pour le soccer. Afin de comparer les modèles développés avec les données du soccer et ceux du football, les courbes des critères de blessure d'accélération linéaire et angulaire ont été

comparées à l'aide d'une analyse de la variance (ANOVA) réalisée par la cartographie statistique paramétrique à une dimension (SPM1D) (Pataky, 2019). La cartographie statistique paramétrique est une analyse statistique en imagerie (3 dimensions) et a été adaptée pour l'analyse de la biomécanique, dont l'analyse à une dimension. La SPM1D est un ensemble de code source en libre accès utilisé avec MATLAB (Pataky et al., 2013).

Le risque de blessure du participant ayant un diagnostic de TCCL a été identifié pour les impacts à la tête mesurés au cours du match de compétition. Ce risque de TCCL a été identifié pour le critère de blessure développé à partir des données du soccer ainsi que pour le critère de blessure d'accélération linéaire et d'accélération angulaire développé pour le soccer et le football (Pellman et al., 2003; Rowson et Duma, 2011; 2013; Rowson et al., 2012; Zhang et al., 2004)

3.1.3 Acquisition d'activité électrique cérébrale

Cette sous-section présente l'instrument de mesure utilisé lors des acquisitions d'activité électrique cérébrale réalisé au cours du projet de recherche.

3.1.3.1 Muse

L'instrument de mesure Muse de la compagnie Interaxon inc. (Toronto, ON, Canada) a été utilisé pour mesurer l'activité électrique cérébrale des participants. Le Muse est présenté à la Figure 3.4, ses caractéristiques sont regroupées au Tableau 3.5 et la disposition des électrodes est présenté à la Figure 3.5 (Seeck et al., 2017). Les détails de la validation expérimentale du Muse sont présentés à l'ANNEXE IV, de même que les résultats d'un essai de faisabilité.



Figure 3.4 Instrument de mesure Muse
Tiré de Interaxon inc. (2016, p. 4)

Tableau 3.5 Caractéristiques du Muse
Tiré de Interaxon inc. (2016, p. 4)

Paramètres	Valeurs
Électrodes	
Type	Sèche
Nombre	7
Canaux frontaux	AF7, AF8
Canaux temporaux	TP9, TP10
Référence	FPz (3 capteurs)
Instrumentation	
Accéléromètre (3 axes)	1
Dimension	
Circonférence	52 à 60 cm
Masse	60 g
Enregistrement	
Fréquence	256 Hz

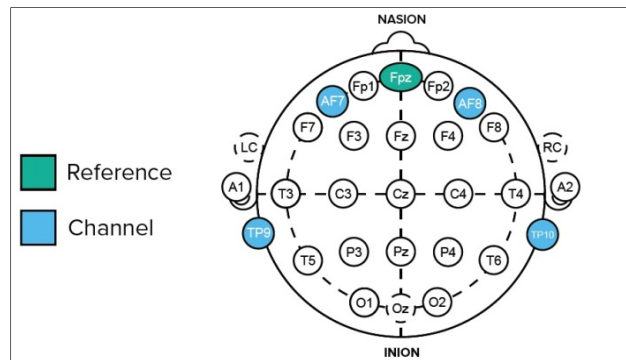


Figure 3.5 Disposition des électrodes du Muse selon le Système international 10-20
Tiré de Interaxon inc. (2016, p. 3)

Le protocole d'acquisition de l'activité électrique cérébrale est présenté au schéma de la Figure 3.6. L'application mobile, nommée Moniteur pour Muse (J. Clutterbuck, 2015), a été utilisée pour démarrer l'enregistrement et pour assurer la bonne installation du Muse sur le participant. Lors des acquisitions, il a été demandé aux participants de fermer les yeux et d'éviter tout mouvement. L'enregistrement de l'activité électrique cérébrale a été effectué au repos pour une période de cinq minutes. Le choix du type de mesure d'activité électrique cérébrale au repos a été fait en tenant compte du temps disponible avec les participants lors des acquisitions.

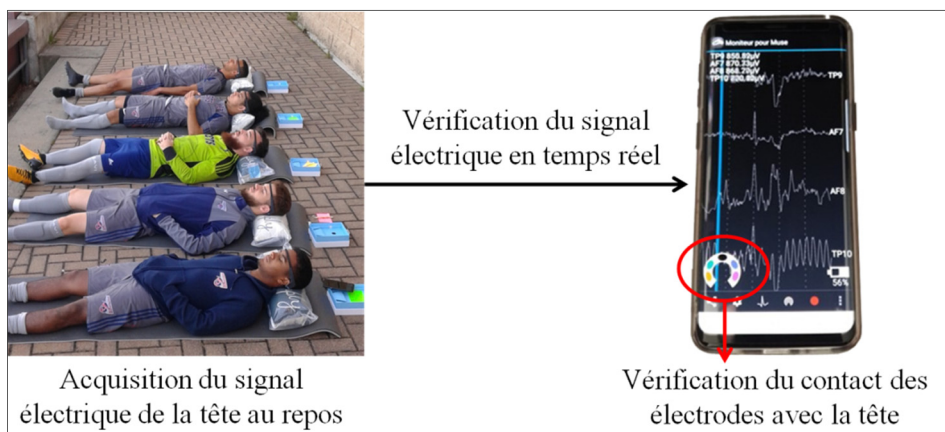


Figure 3.6 Schéma du protocole d'acquisition de l'activité électrique cérébrale

3.1.3.2 Acquisition de contrôle, en entraînements et en matchs de compétition

L'activité électrique cérébrale de contrôle correspond à trois mesures du signal électrique de la tête au repos. La première a été mesurée lors de la première rencontre avec les participants et avant une séance d'entraînement. La deuxième mesure a été réalisée à la suite de l'entraînement, soit un entraînement comportant un risque minimal d'impact à la tête. La troisième mesure de contrôle a été mesurée à la fin de saison régulière.

L'activité électrique cérébrale a été mesurée à la suite des entraînements et des matchs de compétition. Un total de cinq Muse était disponible pour la mesure d'activité électrique cérébrale. Par conséquent, cinq participants ont été choisis aléatoirement à la fin de chaque séance pour faire l'acquisition de leur activité électrique cérébrale.

Pour les matchs de compétition, une analyse comparative a été réalisée entre les contrôles et le match de compétition relié au diagnostic du TCCL afin d'étudier l'effet du TCCL sur l'activité électrique cérébrale. Une autre analyse comparative a été réalisée entre les contrôles et les matchs de compétition excluant celui du diagnostic de TCCL pour évaluer la variation d'activité électrique cérébrale à la suite d'un match de compétition. L'activité électrique cérébrale du contrôle au repos en début de saison a été comparée à celle de fin de saison afin d'étudier les effets d'une saison régulière sur l'activité électrique cérébrale.

3.1.3.3 Traitement de l'activité électrique cérébrale

Le traitement de l'activité électrique cérébrale a été réalisé à l'aide de Brainstorm (Tadel et al., 2011). Brainstorm est une application en libre accès qui correspond à une interface graphique développée sur le logiciel MATLAB (Tadel et al., 2011). Le signal électrique brut a d'abord subi une transformation de Fourier rapide permettant d'identifier la présence de bruits ou d'artéfacts majeurs tels que le signal de fréquence de 60 Hz généré par le réseau électrique. Les séances d'acquisitions n'ont pas toujours été réalisées au même endroit, donc un filtre coupe-bande à 60 Hz a été appliqué seulement lors d'artéfacts du réseau électrique.

Un filtre passe-bande de 0,1 à 120 Hz a aussi été appliqué (De Beaumont et al., 2013; Guay et al., 2018).

L'identification des artéfacts tels que le clignement ou le mouvement des yeux (1 à 7 Hz), les artéfacts des muscles et des capteurs (40 à 240 Hz) a été réalisée à l'aide d'analyses automatiques offertes par Brainstorm (Detect eye blink; Detect other artifacts) (Tadel et al., 2019). Les analyses automatiques ont permis d'identifier les segments du signal électrique qui pouvaient être identifiés comme des artéfacts, mais une analyse visuelle complémentaire a été nécessaire afin de confirmer ces segments. Pour cette validation, l'analyse du signal électrique a été réalisée en segment de 10 s afin d'identifier les variations de 80 μV sur une période de 0,15 s (Guay et al., 2018). Les artéfacts causés par le bruit musculaire comme le serrement de la mâchoire ont été ciblés principalement aux électrodes TP9 et TP10 situées sur les côtés de la tête. Les artéfacts de clignement ou de mouvement des yeux ont été ciblés particulièrement aux électrodes AF7 et AF8. Les artéfacts du signal ont été exclus lors des analyses subséquentes du signal électrique.

Les principales ondes cérébrales étudiées sont thêta, alpha et bêta. Les ondes cérébrales et leurs sous-bandes sont présentées au Tableau 3.6. Pour l'onde thêta, l'attribution de 6 Hz pour l'intervalle inférieur a été justifiée par la présence de bruit mesuré par l'instrument de mesure (voir ANNEXE IV). Les ondes cérébrales ont été étudiées à l'aide de la densité spectrale de puissance selon la méthode de Welch (Shahabi et al., 2019). La puissance ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) a été calculée pour des époques de 2 s et un recouvrement de 50 % (Guay et al., 2018). Afin d'uniformiser l'analyse du signal électrique entre les participants, la puissance a été calculée pour l'intervalle de 30 s à 240 s après le début d'enregistrement. Le traitement et l'analyse de l'activité électrique cérébrale ont été réalisés chez les joueuses.

Tableau 3.6 Ondes cérébrales et sous-bandes étudiées
Tirée de Neurohealth (2020)

Onde cérébrale	Sous-bande	Fréquence
Thêta	Élevée	6 à 8 Hz
Alpha	Basse	8 à 10 Hz
	Élevée	10 à 13 Hz
Bêta	Basse	13 à 15 Hz
	Moyenne	15 à 18 Hz
	Élevée	18 à 30 Hz

3.1.3.4 Analyse de l'activité électrique cérébrale

En regroupant toutes les joueuses, l'activité électrique cérébrale de contrôle au repos a été comparée à celle du contrôle à la suite d'un entraînement à faible risque d'impacts à la tête. Cette comparaison a été réalisée afin d'identifier si les deux mesures de contrôles étaient nécessaires pour la suite des analyses. La comparaison a été réalisée pour chacune des électrodes et des ondes cérébrales. À la suite de la vérification de la normalité des données, le test de Student apparié ou le test des rangs signés de Wilcoxon a été réalisé ($\alpha=5\%$).

Pour chaque joueuse, une analyse comparative a été réalisée entre le contrôle au repos, le contrôle après entraînement, le 8^e match de compétition (M8) correspondant au match relié au diagnostic du TCCL et le contrôle au repos de fin de saison. Cette analyse permet d'étudier l'effet du TCCL sur l'activité électrique cérébrale. La comparaison a été réalisée en fonction de chacune des ondes cérébrales. La vérification de la normalité a permis de sélectionner le test de Friedman et un test de Bonferroni a été réalisé pour identifier les paires de séances différentes ($\alpha=5\%$).

En regroupant toutes les joueuses, l'activité électrique cérébrale du contrôle au repos et du contrôle en entraînement ont été comparées à celles de différents matchs de compétition. Cette comparaison permet d'évaluer si une variation d'activité électrique cérébrale peut être identifiée à la suite d'un match de compétition. Cette analyse a été réalisée sans les données

du TCCL, pour ce faire les matchs de compétition sélectionnés précédaient le diagnostic du TCCL, soit le 2^e, 3^e, 5^e et 7^e match de compétition (M2, M3, M5 et M7). La comparaison a été réalisée en fonction de chaque électrode et onde cérébrale. La vérification de la normalité a permis de sélectionner le test de Friedman et un test de Bonferroni a été réalisé pour identifier les paires de séances différentes ($\alpha= 5\%$).

L'activité électrique cérébrale du contrôle au repos a été comparée à celle du contrôle de fin de saison afin d'étudier l'activité électrique cérébrale au cours d'une saison régulière. La comparaison a été réalisée en fonction de chaque électrode et onde cérébrale. La normalité des données a été vérifiée pour ensuite réaliser le test de Student apparié ou le test des rangs signés de Wilcoxon ($\alpha= 5\%$). Les analyses statistiques reliées aux ondes cérébrales ont été réalisées à partir de Statgraphics.

3.2 Calculs des réponses biomécaniques du cerveau

Cette section présente la méthodologie numérique permettant de répondre au deuxième objectif spécifique qui consiste à calculer les réponses biomécaniques, soit les contraintes et les déformations du cerveau engendrées par les impacts à la tête au soccer. Elle présente d'abord le MÉF de la tête et poursuit avec son exploitation. Ensuite, la planification des simulations et l'analyse des réponses biomécaniques du cerveau sont détaillées.

3.2.1 Présentation du modèle par éléments finis (MÉF) de la tête

Le MÉF de la tête a été développé à l'aide du logiciel Amira (Thermo Fisher Scientific, MA, États-Unis) et du logiciel Abaqus (Dassault Systèmes, France). Le MÉF de la tête est composé de $792 \cdot 10^3$ éléments de type tétraèdre et pèse 3,97 kg (Garcia-Gonzalez et al., 2018). Tel que présenté à la Figure 3.7, le MÉF se divise en sept composants : la substance blanche, la substance grise, la faux du cerveau, le liquide cébrospinal, les ventricules, le crâne et la peau incluant le cuir chevelu. La modélisation du comportement mécanique de la substance blanche et grise a été faite à l'aide du modèle hyper élastique de Néo-Hooke, dont les propriétés mécaniques sont présentées au Tableau 3.7. Le comportement mécanique du

liquide cérebrospinal et des ventricules a été modélisé selon l'équation d'état Mie-Grüneisen présenté à l'équation (3.4) et dont les propriétés mécaniques sont présentées au Tableau 3.8 (Garcia-Gonzalez et al., 2017). La faux du cerveau a été modélisée comme un matériau élastique linéaire. Le crâne, la peau et le cuir chevelu ont été modélisés comme un matériau élastique linéaire, isotrope et homogène (Garcia-Gonzalez et al., 2017). Les propriétés mécaniques de la faux du cerveau, du crâne, de la peau et du cuir chevelu sont présentées au Tableau 3.9. Le MÉF de la tête est librement accessible au public (Garcia-Gonzalez et al., 2018).

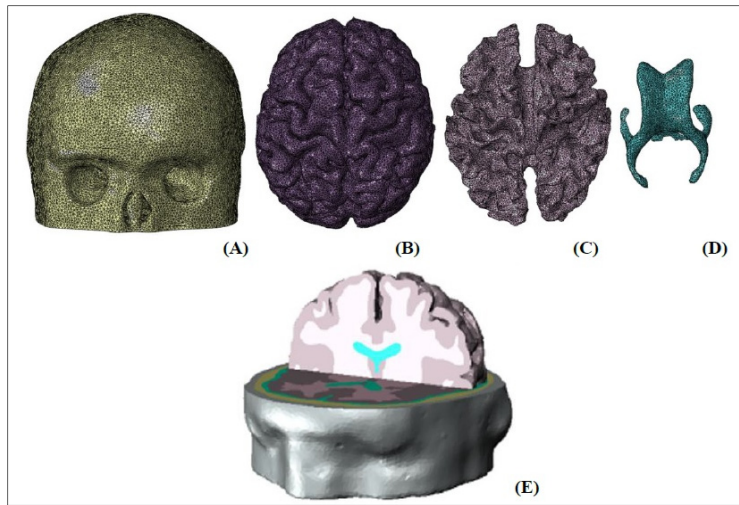


Figure 3.7 MÉF détaillé de la tête : A) crâne B) matière grise C) matière blanche D) ventricules E) peau, cuir chevelu et liquide cérebrospinal
Tirée de Garcia-Gonzalez et al. (2018, p. (supp.) 13)

Tableau 3.7 Propriétés mécaniques des substances blanche et grise
Tiré de Garcia-Gonzalez et al. (2017, p. 345)

Densité (kg/m ³)	Module d'élasticité (GPa)	G ₀ (kPa)	G _∞ (kPa)	β (s ⁻¹)
1 040	2,19	528	168	35

$$P = \frac{\rho_0 c_0^2 \zeta}{(1 - s \zeta)^2} \left(1 - \frac{\Gamma_0 \zeta}{2} \right) + \Gamma_0 p_0 E_m \quad (3.4)$$

Tirée de Garcia-Gonzalez et al. (2017, p. 344)

Tableau 3.8 Propriétés mécaniques du liquide cébrospinal et des ventricules
Tiré de Garcia-Gonzalez et al. (2017, p. 344)

Densité (kg/m ³)	c ₀ (m/s)	S (-)	Γ_0 (-)	H (Pa s)
1 000	1 450	1,99	0,11	0,00089

Tableau 3.9 Propriétés mécaniques du crâne, de la peau et du cuir chevelu
Tiré de Garcia-Gonzalez et al. (2017, pp. 343-344)

Composante	Densité (kg/m ³)	Module de Young (MPa)	Coefficient de poisson (-)
Faux du cerveau	1 140	31,5	0,45
Crâne	1 728	8 000	0,45
Peau et cuir chevelu	1 100	16,7	0,42

La validation du MÉF de la tête utilisé dans ces travaux de recherche a été réalisée à l'aide de données expérimentales de chute au sol à partir d'un lit (Schulz et al., 2008), de reconstruction d'accident de vélo (Fahlstedt et al., 2012) et de données cadavériques expérimentales (Garcia-Gonzalez et al., 2017; Loyd et al., 2014). Le MÉF de la tête n'a pas été vérifié spécifiquement pour l'analyse d'impacts à la tête et de TCCL dans un contexte sportif. Une vérification supplémentaire a donc été réalisée. Pour ce faire, des simulations ont été réalisées à l'aide de données cinématiques de la tête de joueur de football (Ji et al., 2013) utilisées dans divers MÉF de la tête tels que le SIMon, le WSUDIM et le DHIM (Ji et al., 2013; Takhounts et al., 2008; Zhang et al., 2004). Ces MÉF de la tête ont été identifiés dans la littérature actuelle pour l'analyse d'impacts à la tête et de TCCL dans un contexte sportif. Un total de 4 simulations a été réalisé afin de représenter une cinématique de la tête se rapprochant du soccer (voir Tableau 3.10).

Tableau 3.10 Paramètres des simulations pour la vérification du MÉF de la tête

Simulations (n°)	Accélération linéaire (g)	Accélération angulaire (rad/s²)	Azimut (°)	Élévation (°)
1	66	4 000	0	0
2	66	4 000	45	45
3	66	7 000	0	0
4	66	7 000	45	45

Les réponses biomécaniques vérifiées sont la contrainte de von Mises, la contrainte de cisaillement, la déformation principale maximale, la pression et le taux de déformation du MÉF de la tête. La méthodologie d'analyse des simulations permet d'identifier, dans l'ensemble du cerveau, la valeur maximale des réponses biomécaniques qui correspond à la moyenne d'au moins trois éléments regroupés, en d'autres termes qui ont en commun un point de contact (Zhang et al., 2004). Le Tableau 3.11 présente les intervalles des résultats des réponses biomécaniques des 4 simulations du MÉF de la tête réalisées avec les données de Ji et al. (2013). Le Tableau 3.11 regroupe aussi les résultats de simulations provenant des MÉF de la tête SIMon, WSUBIM et DHIM réalisées avec les données de Ji et al. (2013) ainsi que les résultats de MÉF de la tête de la littérature utilisés dans l'analyse d'impacts à la tête dans un contexte sportif (Post et al., 2015; Zhang et al., 2004). Les réponses biomécaniques étudiées se trouvent à l'intérieur des intervalles identifiés dans la littérature à l'exception de la pression (Ji et al., 2013; Post et al., 2015; Zhang et al., 2004). Les variations observées de la pression pouvaient être attendues et expliquées par les diverses approches de résolution de MÉF, telles que les méthodes implicites et explicites, qui ont une influence sur les résultats du comportement de la pression (Flow-3D, 2020). De plus, l'utilisation de la pression dans l'étude des TCCL à l'aide de MÉF de la tête est controversée dans la littérature actuelle. En effet, lors de simulations des MÉF de la tête, la pression ne serait pas directement corrélée avec les lésions cérébrales neuropathologiques (Baumgartner et Willinger, 2005; Kang, 1997).

Tableau 3.11 Résultats de la vérification des réponses biomécaniques en comparaison avec la littérature

Réponses biomécaniques	Intervalles pour les données de Ji et al. (2013)		Intervalles avec différentes données d'entrées de la littérature
	Simulations	Littérature	
Contrainte de von Mises (kPa)	2,7 à 4,4	-	0 à 30 (Post et al., 2015)
Contrainte de cisaillement (kPa)	1,1 à 2,5	-	1,5 à 4,6 (Zhang et al., 2004)
Déformation principale maximale (-)	0,0016 à 0,0026	0 à 0,9	0 à 1,8 (Post et al., 2015)
Pression (kPa)	360 à 790	0 à 257	20 à 130 (Zhang et al., 2004)
Taux de déformation (1/s)	0,43 à 1,31	0,4 à 54	-

La conservation d'énergie du MÉF de la tête, soit l'erreur de la balance énergétique (voir équation (3.5)) et l'erreur énergétique (voir équation (3.6)) a été vérifiée. L'erreur maximale de la balance énergétique a été de $1 \cdot 10^{-25} \%$ et de $0,23 \%$ pour l'erreur énergétique maximale. Donc, les erreurs maximales associées à la conservation d'énergie ont été considérées négligeables. La conservation de la masse, soit la variation de la masse au cours de la simulation a aussi été vérifiée. L'écart maximal observé a été de $2 \cdot 10^{-10} \%$, respectant ainsi l'écart maximal idéal de 1% (Altair, 2018). L'analyse des réponses biomécaniques, de la conservation de l'énergie et de la masse ont permis de conclure que le MÉF de la tête peut être utilisé de manière appropriée pour l'analyse d'impacts à la tête et de TCCL dans un contexte sportif.

$$\text{Erreur balance énergétique} = \frac{\text{Energie Hourglass}}{\text{Energie totale}} \cdot 100 \leq 10 \% \quad (3.5)$$

$$\text{Erreur énergétique} = \left(\frac{\text{Energie totale}}{\text{Energie de travail}} - 1 \right) \cdot 100 \leq 5 \% \quad (3.6)$$

Tirée de Altair (2018)

3.2.2 Exploitation du MÉF de la tête

L'étude numérique des impacts à la tête lors de la pratique du soccer a été réalisée à l'aide des accélérations linéaires et angulaires de la tête des participants mesurées avec le bandeau instrumenté du SIM-G. Pour ce faire, les 62 ms des composantes triaxiales des accélérations de la tête des participants ont été imposées à un nœud de référence, soit le centre de masse du MÉF de la tête. De plus, les composantes de la tête, soit le crâne, la peau et le cuir chevelu ont été définis comme corps rigide afin d'assurer que les distances relatives entre les nœuds de la tête et le nœud de référence restent constantes tout au long des simulations (Dassault Systèmes, 2014). La méthodologie numérique utilisée dans ces travaux de recherche est présentée au schéma de la Figure 3.8 et est fréquemment employée dans la littérature lors de simulations d'impacts à la tête dans un contexte sportif et accidentologique (Iwamoto et al., 2007; Kimpara et Iwamoto, 2012; McAllister et al., 2012; Takhounts et al., 2008; Tse et al., 2015; Zhang et al., 2004). Une brève description de ces MÉF est présentée à l'ANNEXE VI.

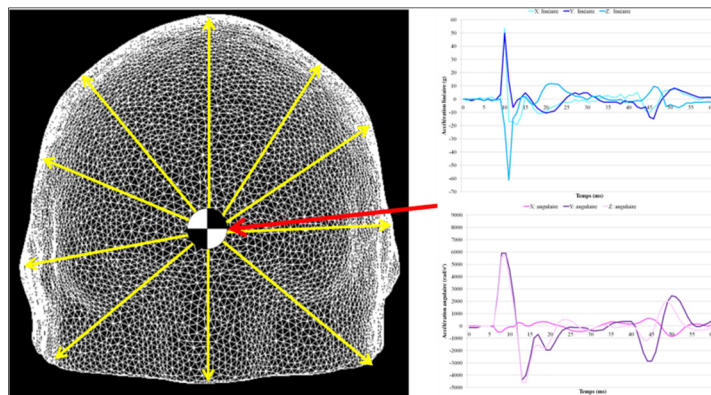


Figure 3.8 Schéma de la méthodologie numérique

3.2.3 Planification des simulations

Le grand nombre d'impacts à la tête mesurés sur le terrain et le temps de simulation considérable (en moyenne 30 heures par simulation) ont été des facteurs limitant le nombre de simulations réalisées avec le MÉF de la tête. Une première série de simulations a ciblé les accélérations extrêmes, soit les accélérations linéaires et angulaires minimales et maximales. Les accélérations minimales et maximales ont été sélectionnées pour chacune des équipes participantes, pour un total de huit simulations. Une seconde série de simulations a été réalisée afin d'étudier les réponses biomécaniques du cerveau du participant ayant souffert d'un TCCL à la suite de plusieurs impacts à la tête lors d'un match de compétition.

3.2.4 Analyses des réponses biomécaniques du cerveau

Pour comparer les résultats du projet de recherche et ceux reliés aux blessures à la tête de la littérature, les réponses biomécaniques maximales suivantes ont été analysées : la contrainte de von Mises, la contrainte de cisaillement et la déformation principale maximale (Garcia-Gonzalez et al., 2017; Ji et al., 2013; Post et al., 2015; Wright et Ramesh, 2012; Zhang et al., 2004). La méthodologie d'analyse des simulations consiste à identifier la valeur maximale des réponses biomécaniques en effectuant la moyenne d'au moins trois éléments regroupés, en d'autres termes qui ont un point de contact (Zhang et al., 2004). L'analyse des réponses biomécaniques a été réalisée en fonction des substances et des lobes du cerveau.

Les réponses biomécaniques ont aussi été comparées à différents critères numériques de blessure (voir Tableau 1.2) (A. O. Fernandes et J. Alves de Sousa, 2015; Post et Hoshizaki, 2012; Willinger et Baumgartner, 2003; Wright et Ramesh, 2012; Yao et al., 2008; Zhang et al., 2004). Le rapport du nombre d'éléments du cerveau au-dessus des seuils de risque sur le nombre total d'éléments du cerveau a été calculé (voir équation (3.7)). Ce rapport correspond au taux de dommage du cerveau (Garcia-Gonzalez et al., 2017).

$$\text{Taux de dommage (\%)} =$$

(3.7)

$$\frac{\text{Nombre d'éléments au dessus du seuil de blessure}}{\text{Nombre d'éléments total du cerveau}} \cdot 100$$

3.3 Étude des relations entre les indicateurs de risque de TCCL

Cette section présente la méthodologie statistique permettant de répondre au troisième objectif spécifique qui consiste à étudier les relations entre les indicateurs de risque de TCCL, soit la cinématique de la tête des participants, l'activité électrique cérébrale et les réponses biomécaniques du cerveau. Les analyses statistiques des indicateurs de risque de TCCL ont été réalisées à l'aide de régressions multiples de type pas-à-pas ascendant. L'ensemble des analyses statistiques a été réalisé à partir des données provenant des matchs de compétition. Pour identifier les variables ayant la plus grande influence sur les indicateurs de risque de TCCL la valeur-p ($\alpha=5\%$) des variables et des modèles des régressions ainsi que le coefficient de détermination ajusté (R^2 ajusté) ont été analysés. Afin d'étudier la relation linéaire entre les variables, le sens du lien linéaire (positif ou négatif) a été analysé. Les conditions d'applications des régressions ont été vérifiées à l'aide du test de Durbin-Watson et l'autocorrélation résiduelle.

Les variables des indicateurs de risque de TCCL sont regroupées au Tableau 3.12. Certaines variables sont de type qualitatif et ont donc été codées pour réaliser les régressions. Ces codes sont détaillés à l'ANNEXE IX (voir Tableau-A IX-1). Pour la cinématique de la tête, le nombre d'impacts par 90 minutes de jeu a été utilisé. L'analyse a été réalisée pour les techniques de tête, les impacts involontaires et le nombre total d'impacts à la tête. Les réponses biomécaniques étudiées sont la contrainte de von Mises, la contrainte de cisaillement et la déformation principale maximale selon les substances et lobes du cerveau. Pour les réponses biomécaniques, la vitesse linéaire et angulaire calculée correspond à l'aire sous la courbe des accélérations linéaires et angulaires. Les analyses statistiques de la cinématique et des réponses biomécaniques du cerveau ont été réalisées pour les joueuses et les joueurs séparément ainsi qu'en regroupant tous les participants. Les analyses statistiques de l'activité électrique cérébrale ont ciblé les ondes cérébrales thêta élevée, alpha basse et élevée et bêta basse, moyenne et élevée en fonction des quatre électrodes (AF7, AF8, TP9,

TP10). Les analyses statistiques de l'activité électrique cérébrale ont été réalisées uniquement chez les joueuses.

Tableau 3.12 Variables des analyses statistiques reliant les indicateurs de risque de TCCL

Cinématique de la tête		Activité électrique cérébrale	Réponses biomécaniques
Nombre d'impacts	Amplitude des accélérations		
Température		Température	Vitesse linéaire calculée
Résultat final du match de compétition		Temps de jeu	Vitesse angulaire calculée
Paramètres physiques du ballon (techniques de tête uniquement)		Historique de TCCL	
	Temps de jeu	Nombre d'impacts à la tête (séance)	
	Période de jeu	Amplitude moyenne des accélérations	
	Mouvement de la tête	Identifiant du match de compétition	
	IMC des participants	Identifiant de la joueuse	
	Paramètres anthropométriques du segment tête-cou		
	Rôle et position des participants		
Étude du lien linéaire entre le nombre d'impacts à la tête et les amplitudes des accélérations			

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Ce chapitre présente d'abord les résultats des mesures terrains, soit de la cinématique de la tête des participants et d'activité électrique cérébrale. Ensuite, les résultats des calculs des réponses biomécaniques, soit de la contrainte de von Mises, de la contrainte de cisaillement et de la déformation principale maximale sont présentés. Ce chapitre se termine par la présentation des résultats de l'étude des relations entre les indicateurs de risque de TCCL.

4.1 Mesures terrain

Un total de 21 participants, 6 joueuses et 15 joueurs de soccer a participé à ce projet de recherche au cours de la saison d'automne 2018. Pour simplifier la présentation des résultats, les participants identifiés de 1F à 6F représentent les joueuses et les identifiants de 7M à 21M correspondent aux joueurs. Le Tableau 4.1 présente les détails du nombre et de la durée des séances d'acquisition. À la suite du 8^e match de compétition des joueuses (M8), un TCCL a été diagnostiqué chez la joueuse n°4 par l'équipe médicale.

Tableau 4.1 Nombre et durée des séances d'acquisition

		Joueuses	Joueurs
Entraînements	Nombre de séances	6	4
	Temps (min)	465	298
Match de compétitions	Nombre de séances	10	7
	Temps (min)	900	610
Total	Nombre de séances	16	11
	Temps (min)	1 365	908

Cette section présente les informations pertinentes reliées aux participants et aux facteurs environnementaux de jeu. Les données de la cinématique de la tête des participants et l'analyse d'activité électrique cérébrale sont aussi présentées.

4.1.1 Informations sur les participants et les facteurs environnementaux

Les deux équipes universitaires participantes évoluaient dans le Réseau du sport étudiant du Québec, l'équipe féminine était classée en première division et l'équipe masculine en deuxième division. Les caractéristiques des joueuses et des joueurs sont regroupées au Tableau 4.2. L'âge et le nombre d'années d'expérience n'ont pas démontré d'écarts significatifs entre les joueuses et les joueurs (âge $p=0,83$; années d'expérience $p=0,12$).

Tableau 4.2 Caractéristiques des participants

	Joueuses	Joueurs
Paramètres	Moyenne (± écart-type)	Moyenne (± écart-type)
Âge (années)	22,0 ± 1,6	22,5 ± 2,2
Poids (kg)	63,3 ± 14,5	81,5 ± 11,2
Taille (m)	1,7 ± 0,1	1,8 ± 0,1
Nombre d'années d'expérience (années)	17,3 ± 1,5	16,6 ± 2,4

L'IMC des participants, calculé à partir du poids et de la taille, est présenté à la Figure 4.1 et les lignes pointillées représentent les limites proposées par Santé Canada (Santé Canada, 2012). L'IMC moyen des joueuses est de 22,8 (écart-type 3,6) et de 25,4 (écart-type 2,6) chez les joueurs. Les IMC des joueuses n'ont pas été différents des joueurs ($p=0,05$).

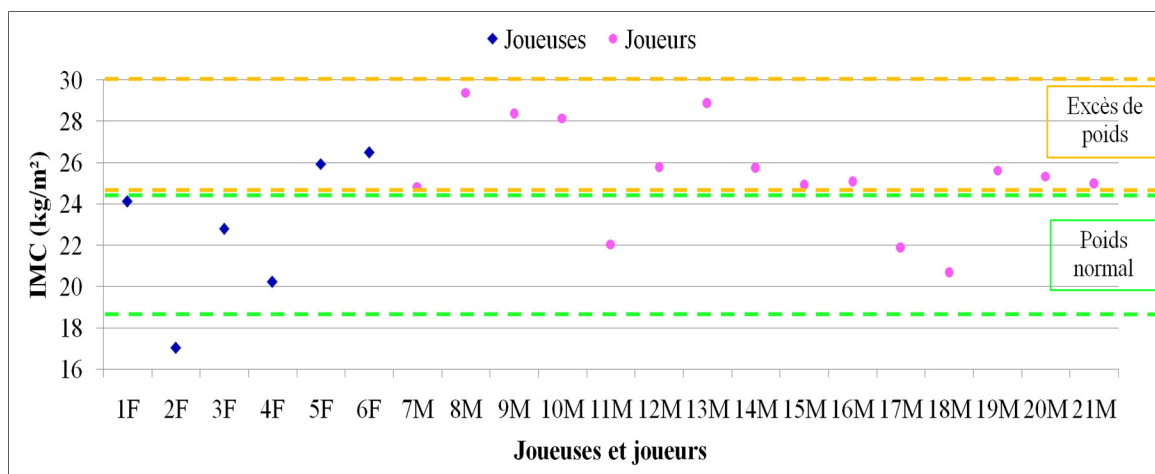


Figure 4.1 IMC des joueuses (1F à 6F) et des joueurs (7M à 21M)

Les paramètres anthropométriques du segment tête-cou des participants sont présentés au Tableau 4.3. Les écarts significatifs identifiés entre les joueuses et les joueurs concernent la circonférence, la largeur et la profondeur du cou (voir Tableau 4.3).

Tableau 4.3 Valeurs moyennes, écarts-types et statistiques des paramètres anthropométriques du segment tête-cou des participants

	Joueuses	Joueurs	Statistique
Paramètres	Moyenne (± écart-type)	Moyenne (± écart-type)	Valeur-p
Circonférence cou (mm)	315,4 ± 28,2	384,6 ± 18,7	$p < 0,05$
Largeur (mm)	115,4 ± 16,7	131,2 ± 12,9	$p = 0,03$
Hauteur (mm)	131,6 ± 7,9	128,1 ± 10,4	$p = 0,47$
Profondeur (mm)	92,1 ± 6,4	120,1 ± 8,8	$p < 0,05$
Circonférence tête (mm)	545,1 ± 24,3	555,6 ± 21,7	$p = 0,33$

Concernant les facteurs environnementaux de jeu, la température de l'air ambiant (voir Tableau 4.4) lors des entraînements n'a pas été significativement différente de celle mesurée lors des matchs de compétition pour les joueuses ($p=0,47$) et pour les joueurs ($p=0,60$). De plus, les écarts de température de l'air ambiant n'ont pas été significatifs entre les joueuses et les joueurs lors des entraînements ($p=0,16$) et lors des matchs de compétition ($p=0,24$).

Tableau 4.4 Température de l'air ambiant mesurée lors des séances d'acquisition

	Joueuses	Joueurs
Séances d'acquisition	Moyenne (± écart-type)	Moyenne (± écart-type)
Entraînements	19°C ± 8°C	12°C ± 8°C
Matches de compétition	15°C ± 9°C	10°C ± 6°C

Les paramètres physiques des ballons de soccer, soit la circonférence, la masse et la pression n'ont pas présenté d'écarts significatifs entre les matchs de compétition des joueuses et des joueurs (voir Tableau 4.5).

Tableau 4.5 Paramètres physiques des ballons de soccer lors des matchs de compétition

	Joueuses	Joueurs	Statistique
Paramètres	Moyenne (± écart-type)	Moyenne (± écart-type)	Valeur-<i>p</i>
Circonférence (mm)	687 ± 5,0	687 ± 3,5	<i>p</i> =0,83
Masse (g)	423 ± 12,9	428 ± 1,9	<i>p</i> =0,44
Pression (kPa)	80 ± 2,0	79 ± 8,0	<i>p</i> =0,39

Les participants de ce projet de recherche ont évolué selon le même niveau de compétition. Ils ont aussi présenté des caractéristiques (âge, nombre d'années d'expérience, IMC) et des facteurs environnementaux de jeu (température de l'air ambiant, paramètres physiques des ballons) pouvant être considérés comme comparables entre les joueuses et les joueurs. Cependant, certains paramètres anthropométriques du segment tête-cou (circonférence, largeur et profondeur) ont présenté des écarts significatifs entre les joueuses et les joueurs. Ces différences liées au sexe des participants étaient prévisibles et reconnues dans la littérature actuelle (Tierney et al., 2005; Vasavada et al., 2008). La comparaison de la cinématique de la tête entre les joueuses et les joueurs est donc appropriée.

4.1.2 Données cinématiques de la tête des participants

Cette sous-section présente le nombre d'impacts à la tête et les amplitudes des accélérations des têtes mesurées lors des séances d'acquisition.

4.1.2.1 Nombre d'impacts à la tête

Chez les joueuses, 151 impacts à la tête ont été enregistrés, dont 27 en entraînements et 124 en matchs de compétition (voir Tableau 4.6). Les techniques de tête ont représenté 53 des 151 (35,1 %) impacts à la tête contre 98 (64,9 %) pour les impacts involontaires. Le nombre maximal d'impacts à la tête lors d'un même entraînement a été de six et de neuf lors d'un match de compétition. Chez les joueurs, 363 impacts à la tête ont été enregistrés, dont 99 en entraînements et 264 en matchs de compétition (voir Tableau 4.6). Les techniques de tête ont représenté 70 des 363 (19,3 %) impacts à la tête contre 293 (80,7 %) pour les impacts involontaires. Le nombre maximal d'impacts à la tête a été de 8 lors d'un même entraînement et de 19 lors d'un match de compétition. Lors des matchs de compétition, le nombre d'impacts à la tête, de même que le nombre de techniques de tête et d'impacts involontaires, n'a pas été différent entre la première et la deuxième période de jeu, et ce, pour les joueuses et les joueurs (voir Tableau 4.7).

Tableau 4.6 Nombre de techniques de tête et d'impacts involontaires chez les participants

Participants	Séances d'acquisition	Techniques de tête	Impacts involontaires	Total
Joueuses	Entraînements	9	18	27
	Matchs de compétition	44	80	124
	Total	53	98	151
Joueurs	Entraînements	18	81	99
	Matchs de compétition	54	210	264
	Total	70	293	363

Tableau 4.7 Nombre d'impacts à la tête selon la période de jeu chez les participants

Participants	Types d'impacts	1 ^e période	2 ^e période	Valeur- <i>p</i>
Joueuses	Techniques de tête	25	19	<i>p</i> =0,46
	Impacts involontaires	45	35	<i>p</i> =0,44
	Total	70	54	<i>p</i> =0,39
Joueurs	Techniques de tête	30	24	<i>p</i> =0,48
	Impacts involontaires	116	94	<i>p</i> =0,30
	Total	146	118	<i>p</i> =0,27

Le Tableau 4.8 regroupe les détails du nombre d'impacts à la tête, des techniques de tête et des impacts involontaires par participant par 90 minutes de jeu. Le nombre d'impacts par participant par 90 minutes de jeu a été plus important lors des matchs de compétition que lors des entraînements (joueuses $p < 0,05$; joueurs $p = 0,04$). Lors des matchs de compétition, le nombre d'impacts involontaires par participant par 90 minutes a été plus important que les techniques de tête (joueuses $p = 0,01$; joueurs $p = 0,04$), mais aucune différence n'a été observée lors des entraînements (joueuses $p = 0,26$; joueurs $p = 0,20$).

Aucune différence significative n'a été identifiée entre les joueuses et les joueurs, et ce, pour le nombre d'impacts à la tête par participant par 90 minutes de jeu (entraînements $p = 0,26$; matchs de compétition $p = 0,18$), pour les techniques de tête (entraînements $p = 0,92$; matchs de compétition $p = 0,25$) et pour les impacts involontaires (entraînements $p = 0,22$; matchs de compétition $p = 0,06$).

Tableau 4.8 Nombre d'impacts à la tête, de techniques de tête et d'impacts involontaires par participant par 90 minutes de jeu

Participants	Séance d'acquisition	Techniques de tête	Impacts involontaires	Total
Joueuses	Entraînements	0,4	0,9	1,3
	Matchs de compétition	1,9	3,6	5,5
Joueurs	Entraînements	0,5	2,4	2,9
	Matchs de compétition	1,5	5,6	7,1

4.1.2.2 Accélération de la tête

Les accélérations linéaires et angulaires de la tête des participants lors des entraînements sont présentées à la Figure 4.2 et à la Figure 4.3 pour les matchs de compétition. Pour les joueuses et les joueurs, lors des entraînements et des matchs de compétition, les accélérations linéaires et angulaires des techniques de tête ont été significativement supérieures aux accélérations linéaires ($p < 0,05$ joueuses et joueurs) et aux accélérations angulaires ($p < 0,05$ joueuses et joueurs) des impacts involontaires.

La comparaison entre les joueuses et les joueurs a montré qu'en entraînement, les accélérations linéaires et angulaires de la tête des joueuses ne sont pas différentes de celles des joueurs, et ce, pour les techniques de tête ($p = 0,91$ accélération linéaire; $p = 0,53$ accélération angulaire) et les impacts involontaires ($p = 0,51$ accélération linéaire; $p = 0,49$ accélération angulaire). Concernant les matchs de compétition, les accélérations linéaires et angulaires de la tête des joueuses n'ont pas été différentes de celles des joueurs pour les techniques de tête ($p = 0,21$ accélération linéaire; $p = 0,24$ accélération angulaire) et les accélérations linéaires des impacts involontaires ($p = 0,78$). Par contre, les accélérations angulaires de la tête des joueuses des impacts involontaires ont été significativement plus importantes ($p < 0,05$) que celles des joueurs.

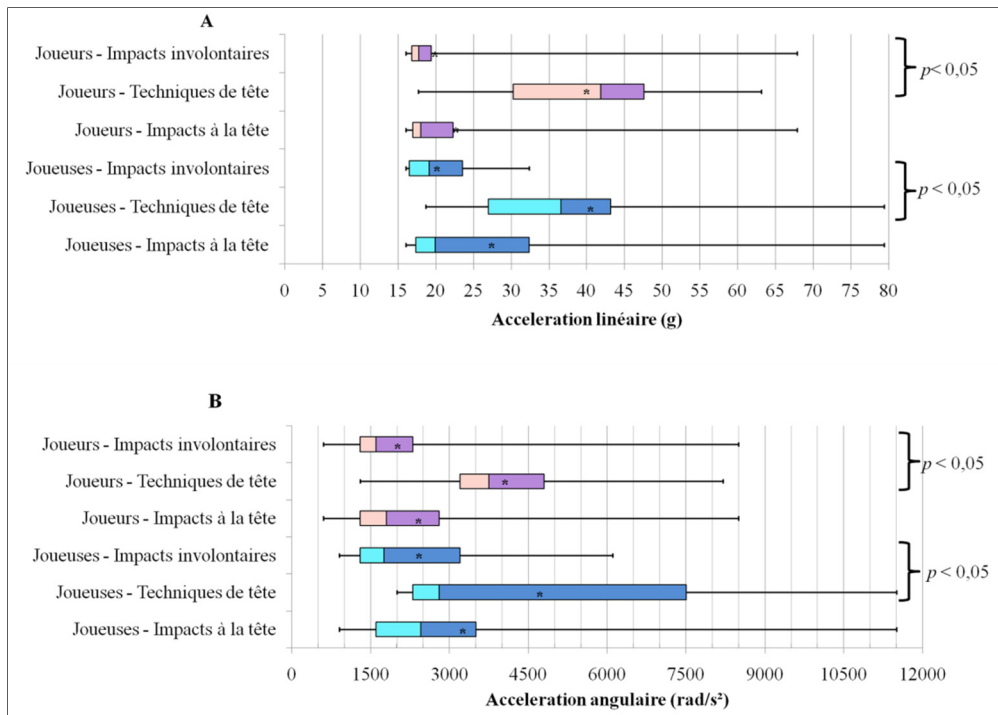


Figure 4.2 Accélérations des impacts à la tête, des techniques de tête et des impacts involontaires des participants lors des entraînements A- linéaires (g) B- angulaires (rad/s²)

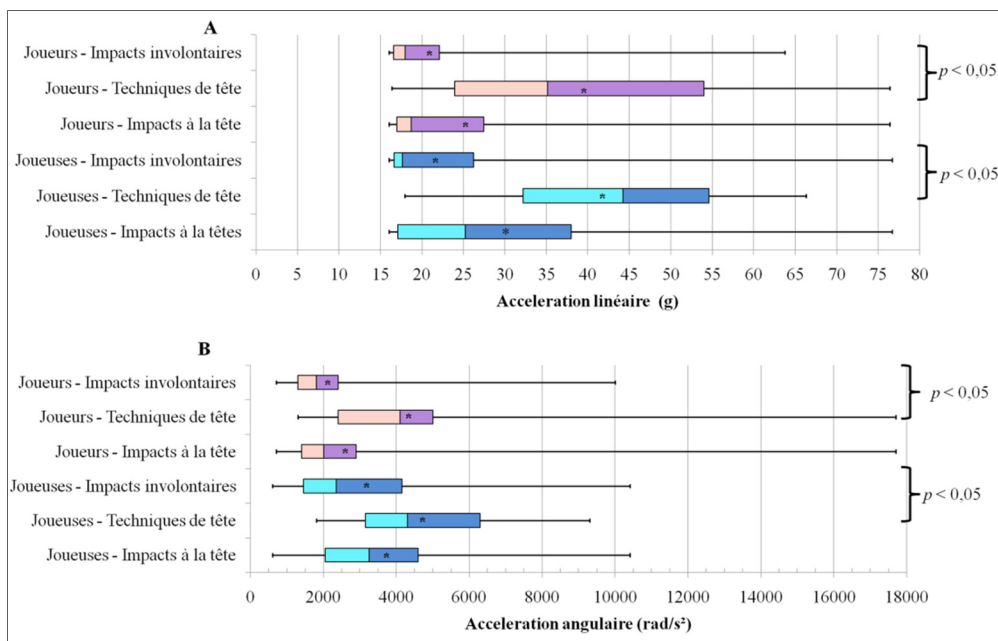


Figure 4.3 Accélérations des impacts à la tête, des techniques de tête et des impacts involontaires des participants lors des matchs de compétition A- linéaires (g) B- angulaires (rad/s²)

Les accélérations linéaires et angulaires de la tête de chaque participant lors des entraînements sont présentées à la Figure 4.4 et à la Figure 4.5 pour les matchs de compétition. Les accélérations de la tête ont été confrontées aux seuils de risque des critères de blessure de Zhang et al. (2004) et de Pellman et al. (2003) qui sont représentés par les lignes horizontales où la ligne verte représente un risque de 25 % de TCCL, la ligne orange un risque de 50 % de TCCL et la ligne rouge un risque de 80 % de TCCL.

Concernant le critère de blessure de Rowson et Duma (2011), aucune accélération linéaire de la tête des joueuses ou des joueurs, et ce, pour les entraînements et les matchs de compétition, n'a dépassée les seuils de risque du critère de blessure. Pour les entraînements, aucune accélération angulaire de la tête des joueuses ou des joueurs n'a dépassé les seuils de risque du critère de blessure de Rowson et al. (2012). Pour les matchs de compétitions, les 13 accélérations angulaires ayant franchis les seuils de risque de blessure du critère de Rowson et al. (2012) sont regroupés au Tableau 4.9.

La Figure 4.4 et la Figure 4.5 permettent d'observer le grand nombre d'impacts à la tête que les joueuses et les joueurs subissent individuellement en entraînement et lors des matchs de compétition au cours d'une saison régulière de soccer. La Figure 4.4, la Figure 4.5 et le Tableau 4.9 permettent de constater le nombre important de techniques de tête et d'impacts involontaires qui sont au-dessus des seuils de risque des critères de blessure, lors des entraînements et des matchs de compétition. Les Figure 4.4 et Figure 4.5 permettent aussi d'identifier un plus grand nombre de techniques de tête au-dessus des seuils de risque des critères de blessure de Zhang et al. (2004) et de Pellman et al. (2003) en comparaison aux impacts involontaires.

Le Tableau 4.10 résume le nombre d'impacts à la tête qui a franchi les seuils de risque des critères de blessure de Zhang et al. (2004), de Pellman et al. (2003), de Rowson et Duma (2011) et de Rowson et al. (2012). Pour les joueuses et les joueurs, un plus grand nombre d'accélérations angulaires ont dépassé les seuils de risque que les accélérations linéaires, et ce, pour les entraînements et pour les matchs de compétition. Le Tableau 4.10 permet aussi

de relever une tendance similaire entre les critères de blessure de Zhang et al. (2004) et de Pellman et al. (2003) pour le nombre d'impacts à la tête identifiés à risque de TCCL, ce qui n'est pas observé aux critères de Rowson et Duma (2011) et Rowson et al. (2012).

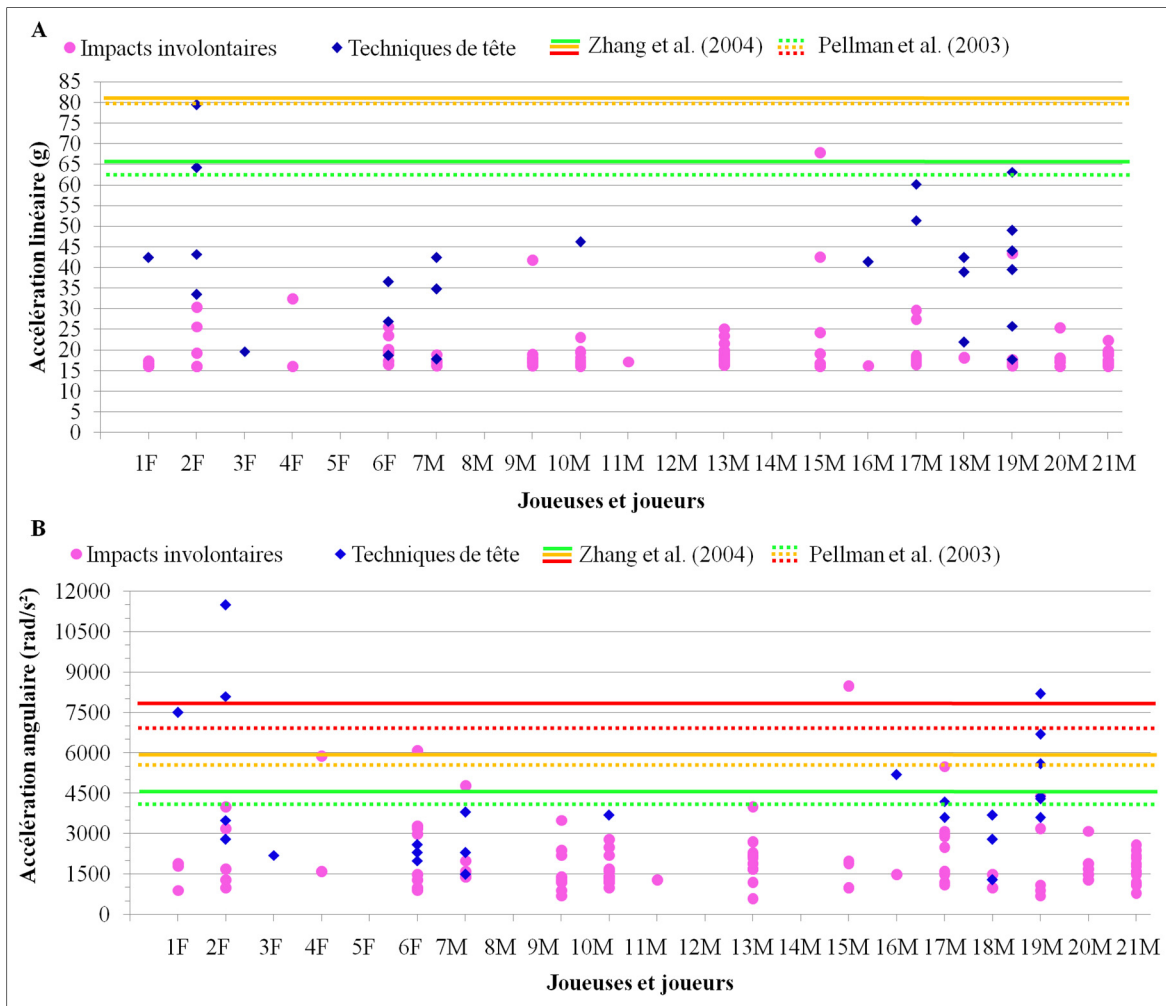


Figure 4.4 Accélérations des techniques de tête et des impacts involontaires de la tête des joueuses (1F à 6F) et des joueurs (7M à 21M) lors des entraînements A- linéaires (g) et B-angulaires (rad/s²)

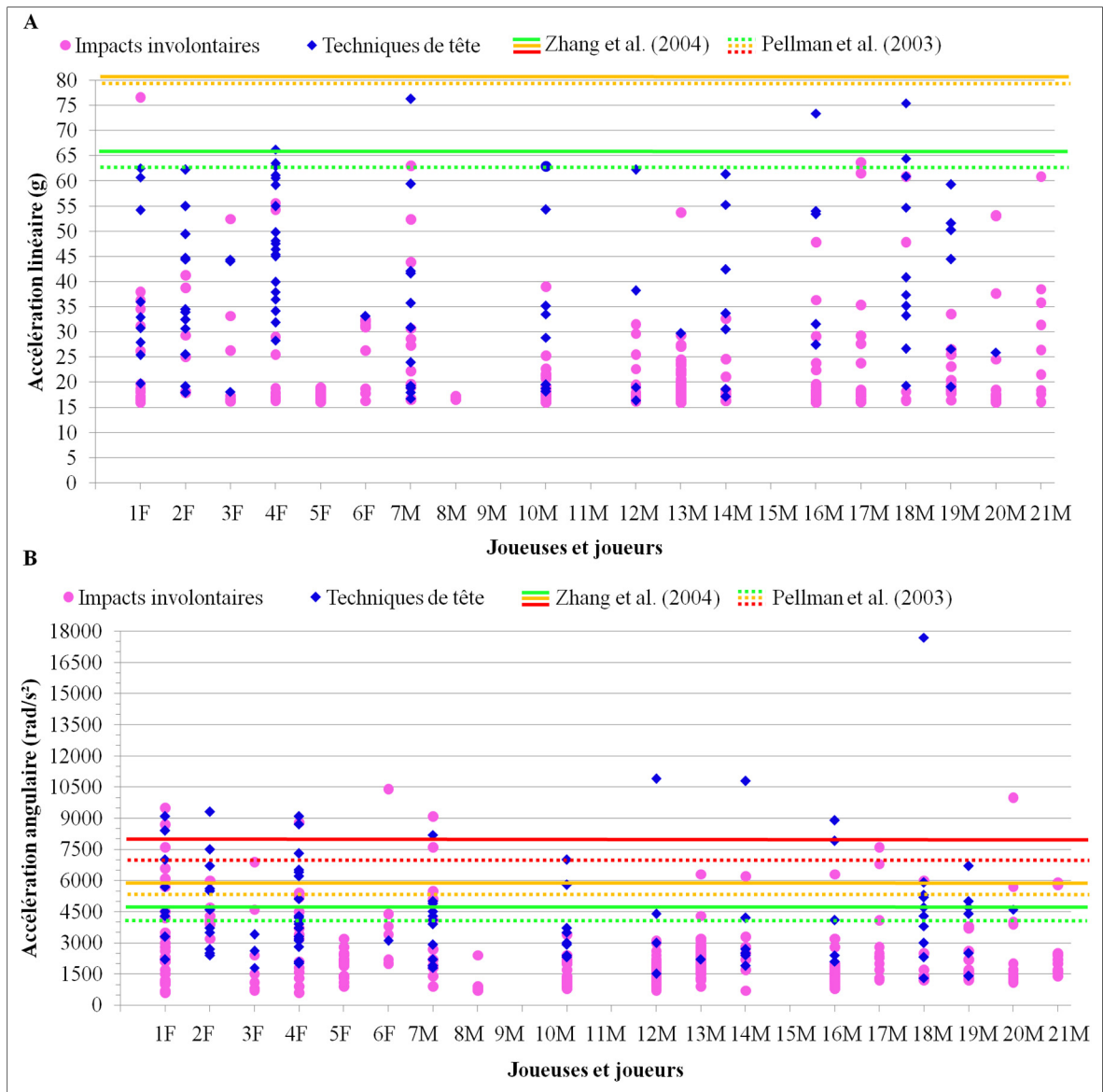


Figure 4.5 Accélérations des techniques de tête et des impacts involontaires de la tête des joueuses (1F à 6F) et des joueurs (7M à 21M) lors des matchs de compétition A- linéaires (g) et B- angulaires (rad/s²)

Tableau 4.9 Impacts à la tête ayant franchi les seuils de risque du critère de blessure de Rowson et al. (2012) lors des matchs de compétition

Seuils de risque	Joueuses	Joueurs
25 %	Techniques de tête	
	-	-
	Impacts involontaires	
	2F : 6 000 rad/s ² - 37,0 rad/s 1F : 6 100 rad/s ² - 27,7 rad/s	-
50 %	Techniques de tête	
	2F : 6 700 rad/s ² - 32,4 rad/s	19M : 6 700 rad/s ² - 29,3 rad/s
	Impacts involontaires	
	1F : 6 600 rad/s ² - 29,27 rad/s 3F : 6 900 rad/s ² - 30,2 rad/s	18M : 6 800 rad/s ² - 33,9 rad/s
80 %	Techniques de tête	
	4F : 7 300 rad/s ² - 34,1 rad/s 2F : 7 500 rad/s ² - 37,5 rad/s 2F : 9 300 rad/s ² - 42,1 rad/s	16M : 7 900 rad/s ² - 35,8 rad/s
	Impacts involontaires	
	1F : 8 700 rad/s ² - 39,7 rad/s 4F : 8 800 rad/s ² - 41,2 rad/s	-

Tableau 4.10 Synthèse des impacts à la tête ayant franchi les seuils de risque des critères de blessure de Zhang et al. (2004), Pellman et al. (2003), Rowson et Duma (2011) et Rowson et al. (2012) lors des séances d'acquisition

	Accélération	Entraînements				Matchs de compétition			
		25%	50%	80%	total	25%	50%	80%	total
Joueuses									
Zhang et al. (2004)	Linéaire	1	-	-	1	2	-	-	2
	Angulaire	-	3	2	5	11	12	9	32
Pellman et al. (2003)	Linéaire	2	-	-	2	3	-	-	3
	Angulaire	-	2	3	5	17	12	13	42
Rowson et Duma (2011)	Linéaire	-	-	-	0	-	-	-	0
Rowson et al. (2012)	Angulaire	-	-	-	0	2	3	5	10
Joueurs									
Zhang et al. (2004)	Linéaire	1	-	-	1	5	-	-	5
	Angulaire	4	-	4	8	15	12	5	32
Pellman et al. (2003)	Linéaire	2	-	-	2	6	-	-	6
	Angulaire	5	3	3	11	15	12	11	38
Rowson et Duma (2011)	Linéaire	-	-	-	0	-	-	-	0
Rowson et al. (2012)	Angulaire	-	-	-	0	-	2	1	3

Lors des entraînements et des matchs de compétition, le type de technique de tête le plus fréquent a été le saut, et ce, chez les joueuses et les joueurs (voir Figure 4.6). La proportion des sauts a augmenté lors des matchs de compétition en comparaison avec les entraînements. Chez les joueuses et les joueurs, 44 % des techniques de tête ont été causés par des sauts lors des entraînements et lors des matchs de compétition ce taux est passé à 71 % chez les joueuses et à 59 % chez les joueurs. Pour les impacts involontaires, lors des entraînements, les courses d'accélération et de décélération ont été plus fréquentes chez les joueuses et le déséquilibre a été le plus fréquent chez les joueurs (voir Figure 4.7). Lors des matchs de compétition, les contacts entre joueurs (joueuses) ont été plus fréquents chez les joueuses et les joueurs (voir Figure 4.7). Chez les joueuses et les joueurs, 11 % des impacts involontaires

ont été causés par les contacts entre joueurs (joueuses) lors des entraînements et lors des matchs de compétition ce taux est passé à 37 % chez les joueuses et à 31 % chez les joueurs.

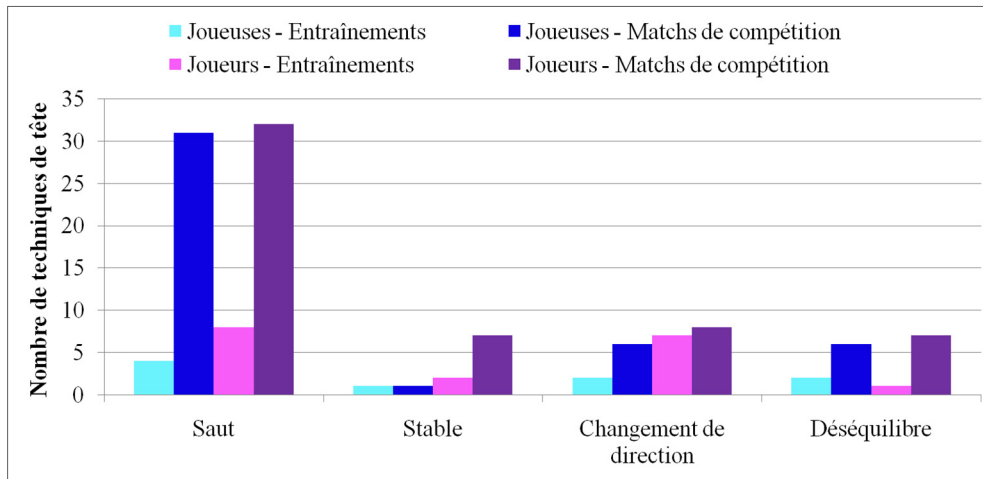


Figure 4.6 Nombre de techniques de tête lors des séances d'acquisition des participants

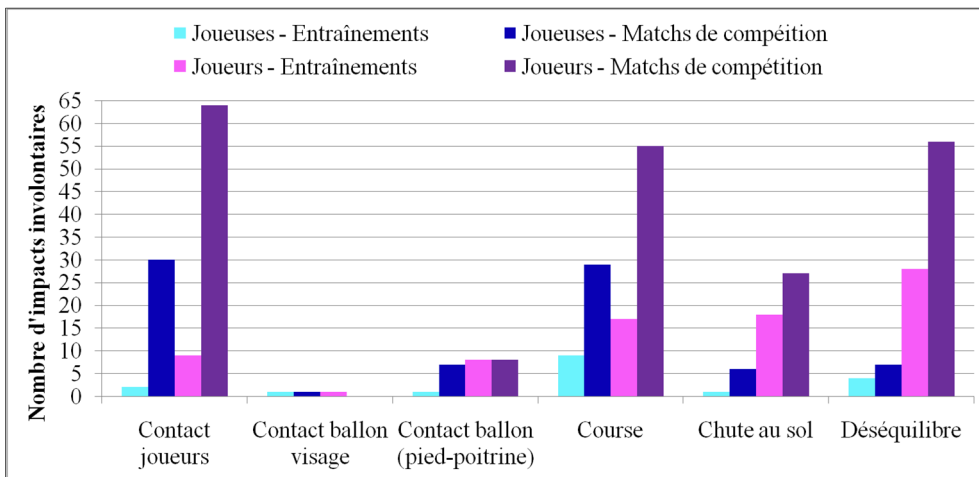


Figure 4.7 Nombre d'impacts involontaires lors des séances d'acquisition des participants

4.1.3 Critères de blessure

Les méthodologies utilisées pour le développement des deux critères de blessure ont été 1) la combinaison des données de participants de niveau élite et de niveau amateur de deux bases

de données, soit les données du projet actuel et celles du projet de maîtrise (Lecours, 2017), et utiliser 5 % de ces données pour la validation du critère de blessure (critère de blessure n°1); 2) la sélection des données de participants de niveau élite, soit les participants du projet actuel et les joueurs du projet de maîtrise (Lecours, 2017), et utiliser les données des joueuses de niveau amateur pour la validation du critère de blessure (critère de blessure n°2).

Concernant le critère de blessure développé pour le soccer, parmi les 6 variables étudiées (voir Tableau 3.4), les variables d'accélération angulaire et de la vitesse angulaire semblent mieux décrire le risque de TCCL pour les critères de blessure n°1 et n°2. Les coefficients des variables des critères de blessure n°1 et n°2 sont regroupés au Tableau 4.11. Les seuils de risque de 25 %, 50 %, 80 % et 100 % sont présentés à la Figure 4.8. Ces seuils ont été identifiés en variant l'accélération angulaire (α) et la vitesse angulaire (ω) de la fonction logistique du Tableau 4.11.

Les deux méthodes de développement des critères de blessure présentent des résultats similaires avec des distributions équivalentes ($p=0,17$). Le niveau de compétition des participants ne semble pas avoir une influence sur le développement de critère de blessure au soccer.

Tableau 4.11 Coefficients des critères de blessure au soccer

Fonction logistique	Valeur des coefficients	
	Critère de blessure n°1	Critère de blessure n°2
$\text{Risque} = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 \cdot \alpha + \beta_2 \cdot \omega)}}$	$\beta_0 = -13,43$	$\beta_0 = -11,72$
	$\beta_1 = 6,49 \times 10^{-4} \text{ s}^2/\text{rad}$	$\beta_1 = 6,20 \times 10^{-4} \text{ s}^2/\text{rad}$
	$\beta_2 = 2,47 \times 10^{-1} \text{ s}/\text{rad}$	$\beta_2 = 2,00 \times 10^{-1} \text{ s}/\text{rad}$

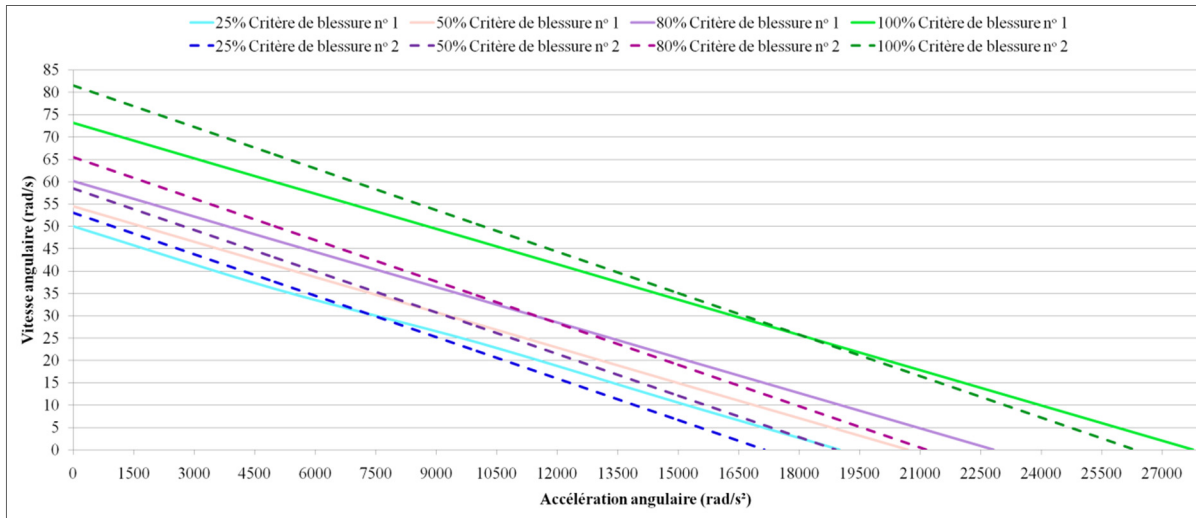


Figure 4.8 Seuils de risque des critères de blessure au soccer de la combinaison d'accélération angulaire (rad/s^2) et de la vitesse angulaire (rad/s)

Les critères de blessure développés pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire au soccer et ceux recensés dans la littérature sont présentés au Tableau 4.12. Les coefficients des fonctions logistiques d'accélération linéaire et angulaire du critère de blessure n°1 sont similaires aux coefficients du critère n°2. Les coefficients des fonctions logistiques des critères de blessure de Pellman et al. (2003) sont aussi comparables aux coefficients du critère de Zhang et al. (2004).

Une différence significative ($p < 0,05$) a été observée entre les 5 courbes logistiques des critères de blessure d'accélération linéaire de la Figure 4.9. Les critères de blessure n°1 et n°2, de Pellman et al. (2003) et de Zhang et al. (2004) sont différents du critère de Rowson et Duma (2011) ($p < 0,05$). Les critères de blessure n°1 et n°2 ne sont toutefois pas différents l'un de l'autre ($p = 0,78$) ainsi que des critères de blessure de Pellman et al. (2003) (critère n°1 $p = 0,93$; critère n°2 $p = 0,70$) et de Zhang et al. (2004) (critère n°1 $p = 0,88$; critère n°2 $p = 0,66$). Les seuils de risque de 25 %, 50 % et 80 % qui sont regroupés au Tableau 4.13 permettent de constater les écarts entre les critères de blessure. Par exemple, pour le seuil de 25 % de risque de TCCL, les valeurs d'accélération linéaire varient entre 63g et 68g pour les critères de blessure n°1 et n°2, de Pellman et al. (2003) et de Zhang et al. (2004) et l'accélération est plutôt de 170g pour Rowson et Duma (2011).

Pour les critères de blessure d'accélération angulaire de la Figure 4.10, une différence significative ($p < 0,05$) a aussi été observée entre les 5 courbes logistiques. Les critères de blessure n°1 et n°2 sont significativement différents des critères de blessure de Pellman et al. (2003) (critère n°1 et critère n°2 $p < 0,05$), de Zhang et al. (2004) (critère n°1 et critère n°2 $p < 0,05$) et de Rowson et al. (2012) (critère n°1 et critère n°2 $p < 0,05$). Les critères de blessure n°1 et n°2 ne sont pas significativement différents ($p = 0,71$). Les critères de blessure de la littérature de Pellman et al. (2003) (Zhang et al. (2004) $p = 0,54$; Rowson et al. (2012) $p = 0,30$) et de Zhang et al. (2004) (Rowson et al. (2012) $p = 0,64$) et Rowson et al. (2012) ne sont pas significativement différents. Les seuils de risque de 25 %, 50 % et 80 % (voir Tableau 4.13) permettent d'identifier les différences entre les critères de blessure n°1 et n°2 et ceux de la littérature. Par exemple, pour le seuil de risque de 25 %, les valeurs d'accélération angulaire sont de 8 415 rad/s² et de 8 750 rad/s² pour les critères de blessure n°1 et n°2 et varient entre 4 224 et 5 821 rad/s² pour les critères de blessure de Pellman et al. (2003), de Zhang et al. (2004) et de Rowson et al. (2012).

Tableau 4.12 Coefficients des critères de blessure pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire

Accélération	Valeur des coefficients	
	Linéaire	Angulaire
Fonction logistique	$Risque = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 \cdot a)}}$	$Risque = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 \cdot \alpha)}}$
Critère de blessure n°1	$\beta_0 = -7,42$ $\beta_1 = 9,37 \times 10^{-2} g^{-1}$	$\beta_0 = -8,22$ $\beta_1 = 8,15 \times 10^{-4} s^2/rad$
Critère de blessure n°2	$\beta_0 = -7,47$ $\beta_1 = 9,91 \times 10^{-2} g^{-1}$	$\beta_0 = -7,72$ $\beta_1 = 7,86 \times 10^{-4} s^2/rad$
Pellman et al. (2003)	$\beta_0 = -4,9$ $\beta_1 = 6,1 \times 10^{-2} g^{-1}$	$\beta_0 = -4,9$ $\beta_1 = 9,0 \times 10^{-4} s^2/rad$
Zhang et al. (2004)	$\beta_0 = -5,6$ $\beta_1 = 6,9 \times 10^{-2} g^{-1}$	$\beta_0 = -5,0$ $\beta_1 = 8,5 \times 10^{-4} s^2/rad$
Rowson et Duma (2011) Rowson et al. (2012)	$\beta_0 = -9,8$ $\beta_1 = 5,1 \times 10^{-2} g^{-1}$	$\beta_0 = -12,5$ $\beta_1 = 2,0 \times 10^{-3} s^2/rad$

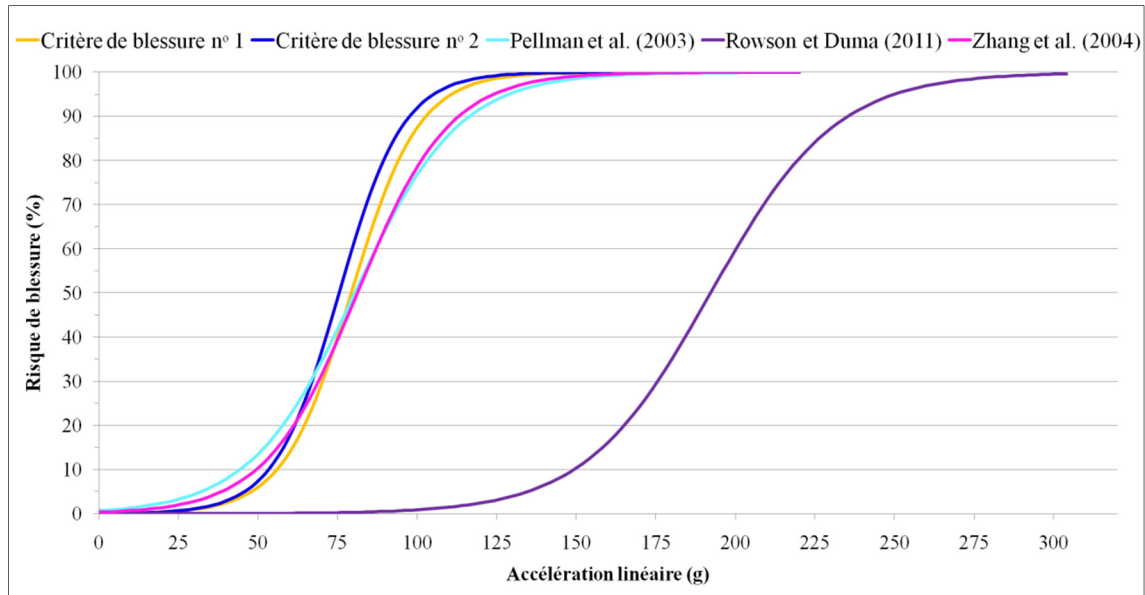


Figure 4.9 Critères de blessure pour l'accélération linéaire (g)

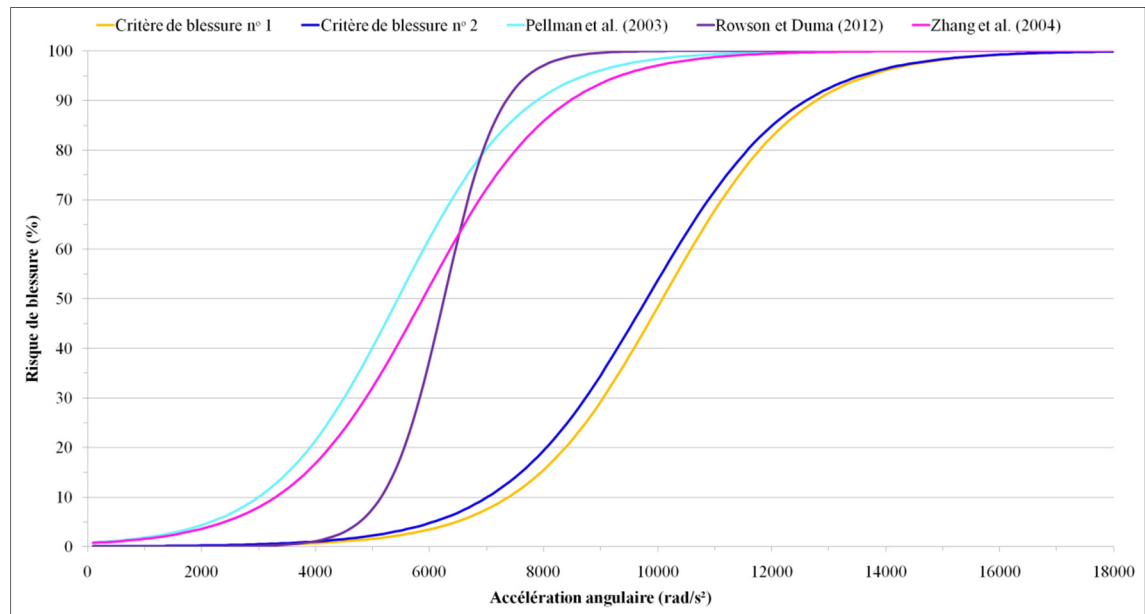


Figure 4.10 Critères de blessure pour l'accélération angulaire (rad/s²)

Tableau 4.13 Seuils de risque des critères de blessure pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire

Modèle	25%	50%	80%
Critère de blessure n°1	68g 8 750 rad/s ²	79g 10 090 rad/s ²	94g 11 800 rad/s ²
Critère de blessure n°2	64g 8 415 rad/s ²	75g 9 815 rad/s ²	89g 11 585 rad/s ²
Pellman et al. (2003)	63g 4 224 rad/s ²	81g 5 444 rad/s ²	104g 6 985 rad/s ²
Zhang et al. (2004)	66g 4 600 rad/s ²	82g 5 900 rad/s ²	102g 7 900 rad/s ²
Rowson et Duma (2011) Rowson et al. (2012)	170g 5 821 rad/s ²	192g 6 383 rad/s ²	220g 6 943 rad/s ²

Pour les critères de blessure développés avec les données du soccer, les conditions d'applications, soit l'analyse de la multicolinéarité (Tableau-A VII-3 et Tableau-A VII-4) et l'analyse des résidus (Figure A-VII-1 et Figure A-VII-2) ont été respectées. De plus, les analyses de prévision (Tableau-A VII-5 et Tableau-A VII-8), soit les erreurs de prévision et le test d'adéquation du chi-carré ont permis de vérifier l'ajustement des critères de blessure. L'ANNEXE VII présente les détails des résultats pour l'analyse de l'écart (Tableau-A VII-1 et Tableau-A VII-6), le test sur le rapport de vraisemblance (Tableau-A VII-2 et Tableau-A VII-7), les conditions d'applications et l'analyse de prévisions.

Les risques de TCCL associés aux 9 impacts à la tête de la joueuse ayant souffert d'un TCCL sont présentés à la Figure 4.11. Selon les critères de blessure n°1 et n°2 du soccer (accélération angulaire et vitesse angulaire), les impacts n°2 et n°4 atteignent un risque de TCCL de plus de 40 %.

Pour l'accélération linéaire des critères de blessure n°1 et n°2, de Pellman et al. (2003), de Zhang et al. (2004) et de Rowson et Duma (2011), le risque maximal de TCCL varie entre 13 % et 22 % pour l'impact n°1 et entre 18 % et 26 % pour l'impact n°4. Pour l'accélération

angulaire, le risque maximal de TCCL varie de 21 % à 26 % pour l'impact n°1, de 77 % à 89 % pour l'impact n°2 et de 74 % à 94 % pour l'impact n°4.

Pour l'ensemble des critères de blessure, les principaux impacts associés à un risque de TCCL considérable sont les impacts n°2 et n°4. Les critères de blessure d'accélération linéaire seule ne semblent pas identifier de risque de TCCL important. À l'inverse, les risques de TCCL semblent être élevés pour les critères d'accélération angulaire. Une grande variabilité des risques de TCCL peut être observée entre les critères de blessure, et ce, pour chacun des impacts.

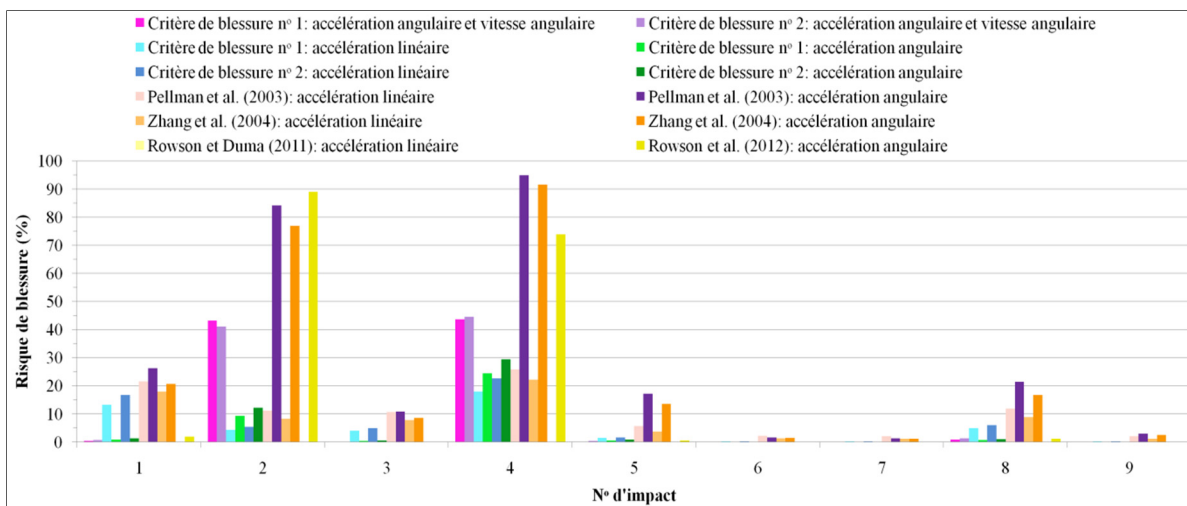


Figure 4.11 Risque de TCCL lors du match de compétition de la joueuse ayant souffert d'un TCCL

4.1.4 Activité électrique cérébrale

Le Tableau 4.14 et la Figure 4.12 présentent un exemple de résultats de puissances ($\mu V^2/Hz$) des ondes cérébrales étudiées, soit θ élevée, α basse, α élevée, β basse, β moyenne et β élevée de la joueuse n°2. Le Tableau 4.14 présente la puissance totale en fonction des électrodes et la Figure 4.12 identifie la proportion de la puissance totale selon chacune des ondes cérébrales. Les tableaux et figures des joueuses sont regroupés à l'ANNEXE VIII.

Tableau 4.14 Puissance totale ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) des ondes cérébrales de la joueuse n°2 en fonction des électrodes pour le contrôle repos, le contrôle en entraînement, les matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et le contrôle de fin de saison

Électrode	TP9	TP10	AF7	AF8
Contrôle repos	7,38	4,53	3,60	4,99
Contrôle en entraînement	1,98	2,25	0,80	5,61
M2	1,04	3,48	1,42	1,81
M3	0,43	0,42	1,14	1,08
M5	2,89	2,83	1,06	0,82
M7	5,15	3,20	2,49	2,05
M8	2,67	3,26	0,86	0,71
Contrôle de fin de saison	8,88	27,76	13,61	13,61

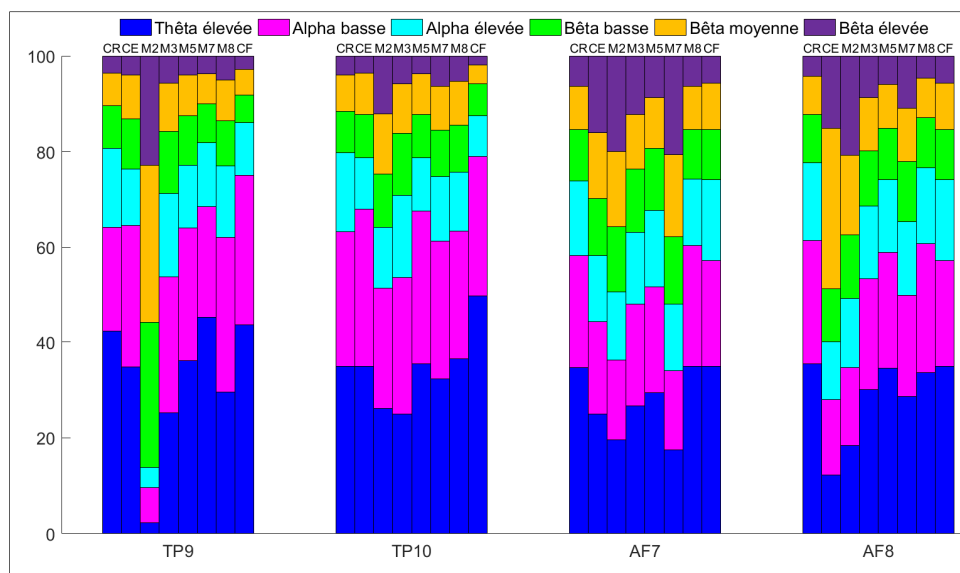


Figure 4.12 Ratio de puissance des ondes cérébrales de la joueuse n°2 en fonction des électrodes TP9, TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

Les ondes cérébrales et les électrodes qui ont présenté une différence significative de puissances entre le contrôle repos et le contrôle en entraînement en début de saison sont regroupées au Tableau 4.15. L'onde cérébrale thêta élevée est la seule qui n'a pas présenté de

différence de puissances entre le contrôle repos et le contrôle en entraînement. Les électrodes AF8, TP9 et TP10 ont présenté une seule différence significative de puissances entre les contrôles, soit alpha basse, alpha élevée et bêta élevée, respectivement. Contrairement à l'électrode AF7 qui a démontré une différence à cinq des six ondes cérébrales étudiées. Les différences observées entre les contrôles en début de saison ont permis de conclure que les deux contrôles devaient être conservés pour la suite des analyses de l'activité électrique cérébrale.

Tableau 4.15 Différence significative de puissances entre les contrôles en début de saison selon les électrodes

Ondes cérébrales	Thêta	Alpha		Bêta		
		Élevée	basse	élevée	basse	moyenne
AF7		x $p=0,04$	x $p=0,04$	x $p=0,04$	x $p=0,04$	x $p=0,04$
AF8		x $p=0,03$				
TP9			x $p=0,04$			
TP10						x $p<0,05$

La Figure 4.13 présente le temps de jeu et le nombre d'impacts à la tête par joueuse et par match de compétition qui sont étudiés dans l'analyse de l'activité électrique cérébrale. Ces informations sont pertinentes à l'interprétation des variations de puissances des ondes cérébrales au cours de la saison de soccer.

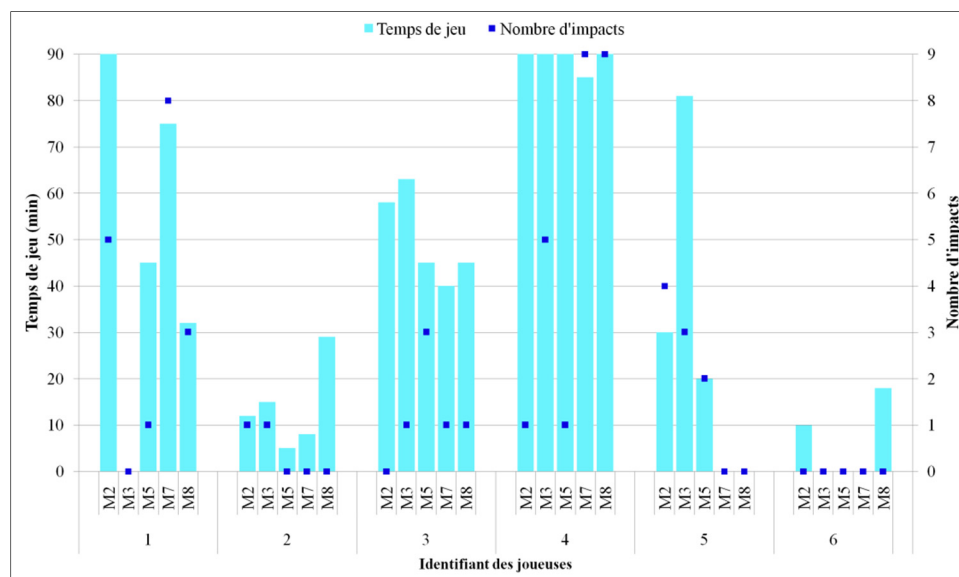


Figure 4.13 Temps de jeu et nombre d'impacts à la tête des joueuses lors des matchs de compétition M2, M3, M5, M7 et M8

L'analyse individuelle des puissances correspondant à la comparaison entre le contrôle repos, le contrôle en entraînement, le match de compétition du TCCL (M8) et le contrôle de fin de saison est présenté au Tableau 4.16. Le contrôle de fin de saison correspond au 4^e jour à la suite du TCCL. Une seule joueuse a présenté une différence significative de puissances à toutes les ondes cérébrales étudiées, soit la joueuse n°4 ayant subi le TCCL. Les différences ont été observées entre le contrôle repos et le match de compétition du TCCL (M8) et entre le contrôle en entraînement et le match de compétition M8. La joueuse n°6 a aussi présenté une différence significative de puissances entre le contrôle en entraînement et le match de compétition M8 pour l'onde cérébrale bêta moyenne et élevée.

Les résultats du test de Friedman de la joueuse n°4 ayant souffert du TCCL sont présentés à la Figure 4.14 et ceux de la joueuse n°2 sont présentés à la Figure 4.15. La Figure 4.14 permet d'identifier une augmentation significative des puissances à chacune des ondes cérébrales à la suite de 90 minutes de jeu et de 9 impacts à la tête au match de compétition du TCCL (M8) en comparaison aux puissances des contrôles en début de saison. Elle permet aussi d'identifier une diminution progressive des puissances au 4^e jour à la suite du TCCL (contrôle de fin de saison) vers des puissances se rapprochant de celles observées en début de

saison. La Figure 4.15 permet d'observer la faible variation des puissances des ondes cérébrales d'une joueuse n'ayant pas eu d'impact à la tête à la suite de 30 minutes de jeu lors du même match de compétition. Concernant les autres joueuses, la joueuse n°1 a joué 30 minutes et subi 3 impacts à la tête, tandis que la joueuse n°3 a joué 45 minutes et subi 1 impact à la tête (voir Figure 4.13), sans toutefois présenter de différence de puissances aux ondes cérébrales.

Tableau 4.16 Différence significative de puissances entre le contrôle repos (CR), le contrôle en entraînement (CE), le match de compétition du TCCL (M8) et le contrôle de fin de saison (CF) des joueuses

Ondes cérébrales	Thêta	Alpha		Bêta		
	élevée	basse	élevée	basse	moyenne	élevée
1						
2						
3						
4	x $p=0,01$	x $p=0,02$	x $p=0,01$	x $p=0,01$	x $p=0,01$	x $p=0,01$
	CR - M8 CE - M8	CE - M8	CE - M8	CE - M8	CR - M8 CE - M8	CE - M8
5						
6					x $p=0,03$	x $p=0,01$
					CE - M8	CE - M8

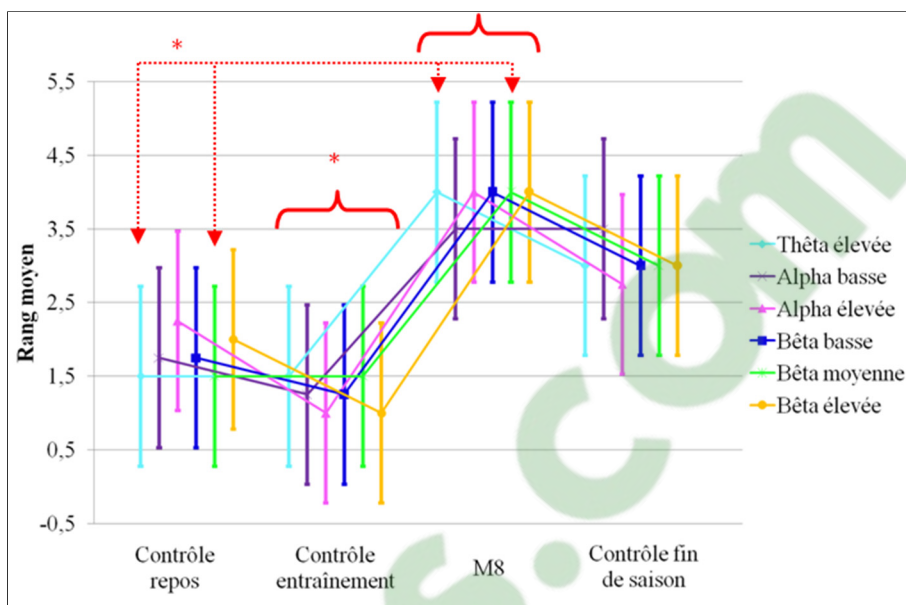


Figure 4.14 Résultats du test de Friedman pour la joueuse n°4 ayant subi un TCCL - (*) différence significative

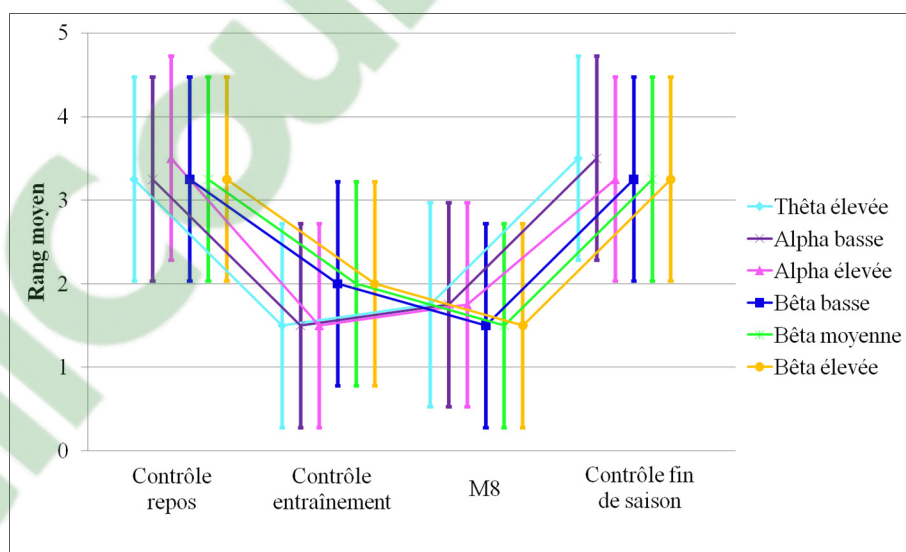


Figure 4.15 Résultats du test de Friedman de la joueuse n°2

Les résultats de la comparaison de puissances entre le contrôle repos, le contrôle en entraînement, les matchs de compétitions (M2, M3, M5 et M7) et le contrôle de fin de saison sont présentés au Tableau 4.17. La puissance de l'onde cérébrale thêta élevée n'a présenté aucune différence significative entre les séances d'acquisition. Les ondes cérébrales alpha basse et élevée ainsi que les ondes cérébrales bêta basse, moyenne et élevée ont présenté une

différence significative à l'électrode AF7. La différence de puissances a été observée entre le contrôle en entraînement et le 7^e match de compétition pour l'onde cérébrale alpha basse et les ondes cérébrales bêta basse et moyenne. Tandis que la différence de puissances a été observée entre le contrôle repos et le contrôle en entraînement pour l'onde cérébrale alpha élevée et les ondes cérébrales bêta moyenne et élevée. Les différences de puissances entre les contrôles en début de saison ont déjà été rapportées précédemment au Tableau 4.15 à l'aide d'un test d'hypothèse entre deux échantillons appariés (test de Student ou test des rangs signés de Wilcoxon). Cependant, deux différents types de tests statistiques ont été réalisés, soit le test d'hypothèse entre deux échantillons appariés au Tableau 4.15 et une analyse de la variance non-paramétrique (test de Friedman) au Tableau 4.17, ce qui permet de justifier la variation des résultats observée entre le Tableau 4.15 et le Tableau 4.17.

Tableau 4.17 Différence significative de puissances entre le contrôle repos (CR), le contrôle en entraînement (CE) et les matchs de compétition (M2, M3, M5, M7) selon les électrodes

Ondes cérébrales	Thêta	Alpha		Bêta		
		Élevée	basse	élevée	basse	moyenne
AF7		x $p=0,04$	x $p=0,02$	x $p=0,02$	x $p=0,01$	x $p=0,04$
		CE - M7	CR - CE	CE - M7	CR - CE CE - M7	CR - CE
AF8						
TP9						
TP10						

La comparaison de puissances entre le contrôle repos en début et en fin de saison a regroupé les 6 joueuses de soccer, ce qui inclut la joueuse ayant subi le TCCL. Cette joueuse a été intégrée dans cette analyse, car l'analyse individuelle de puissances n'a pas permis d'identifier de différence significative entre le contrôle au repos en début et en fin de saison chez la joueuse. En regroupant les 6 joueuses, une différence significative de puissances a été identifiée entre le contrôle en début et en fin de saison, seulement pour les ondes cérébrales bêta moyenne et élevée. Pour ces deux ondes cérébrales, les électrodes concernées sont AF8 ($p=0,04$ bêta moyenne et élevée) et TP10 ($p=0,04$ bêta moyenne et élevée).

4.2 Calculs des réponses biomécaniques du cerveau

Cette section présente les résultats des réponses biomécaniques des simulations des accélérations minimales et maximales et de l'étude de cas de la joueuse n°4 ayant un diagnostic de TCCL.

4.2.1 Étude des accélérations extrêmes

Une brève description des 8 impacts à la tête simulés à partir du MÉF de la tête est présentée au Tableau 4.18.

Tableau 4.18 Description des 8 impacts à la tête simulés à partir du MÉF de la tête

Participants	Type d'accélération	Accélération linéaire (g)	Accélération angulaire (rad/s ²)	Direction de la tête (catégorie)
Joueurs	Minimale linéaire	16	800	Arrière gauche
	Maximale linéaire	76	8 200	Dessus
	Minimale angulaire	17	700	Arrière droit
	Maximale angulaire	76	17 700	Avant droit
Joueuses	Minimale linéaire	16	2 100	Avant centre
	Maximale linéaire	77	9 500	Côté droit
	Minimale angulaire	16	600	Arrière centre
	Maximale angulaire	63	9 100	Avant gauche

La Figure 4.16, la Figure 4.17 et la Figure 4.18 présentent les valeurs maximales des contraintes de von Mises, des contraintes de cisaillement et des déformations principales maximales, selon les substances blanche et grise du cerveau et selon les différents lobes.

Selon la littérature actuelle de la contrainte de von Mises, les seuils de 8 à 17 kPa sont associés à une blessure à la tête variant d'un risque de 50 % de souffrir d'un TCCL à une blessure à la tête sévère, le seuil de 18 kPa correspond quant à lui à un risque de 50 % de souffrir de lésions neurologiques modérées et les seuils de 20 à 22 kPa sont associés à un TCCL (A. O. Fernandes et J. Alves de Sousa, 2015; Post et Hoshizaki, 2012; Willinger et Baumgartner, 2003). Les contraintes de von Mises ont été plus élevées lors des simulations avec les accélérations maximales comparativement aux accélérations minimales. Toutes les simulations d'accélérations maximales ont atteint le premier seuil de risque de 8 kPa. Toutefois, les taux de dommages calculés sont faibles pour trois des quatre simulations d'accélérations maximales avec des taux de dommages de 0,04 % (joueuses-maximum linéaire), 0,01 % (joueuses-maximum angulaire) et 0,01 % (joueurs-maximum linéaire). Le taux de dommage pour l'accélération maximale angulaire des joueurs a été plus important avec un taux de 75 % pour le seuil de 8 kPa, de 4 % et pour le seuil de 18 kPa, de 0,4 % pour le seuil de 20 kPa.

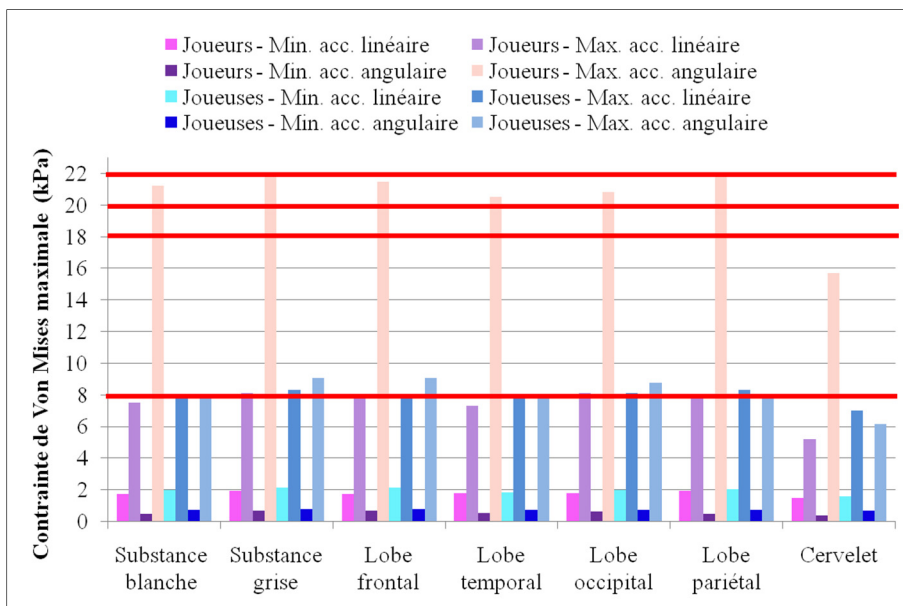


Figure 4.16 Contrainte de von Mises (kPa) selon les substances et lobes du cerveau pour l'étude des accélérations extrêmes

Selon la littérature actuelle de la contrainte de cisaillement, les seuils de 3 à 7,8 kPa sont associés à un risque de 50 % de souffrir d'un TCCL à une blessure à la tête sévère et le seuil de 9,5 kPa est associé à une blessure à la tête sévère et irréversible (Wright et Ramesh, 2012; Yao et al., 2008; Zhang et al., 2004). Les contraintes de cisaillement ont été plus élevées lors des simulations des accélérations maximales comparées aux accélérations minimales. Toutes, les accélérations maximales ont atteint le premier seuil de risque de 3 kPa. Les taux de dommages identifiés sont plus importants que ceux de la contrainte de von Mises avec des taux de dommages de 4 % (joueuses-maximum linéaire), 3 % (joueuses-maximum angulaire) et 3 % (joueurs-maximum linéaire). L'accélération maximale angulaire des joueurs a été la seule simulation à atteindre tous les seuils de risque recensé dans la littérature avec un taux de dommage de 44 % pour le seuil de 3 kPa, de 8 % pour le seuil de 7,8 kPa et de 2 % pour le seuil de 9,5 kPa.

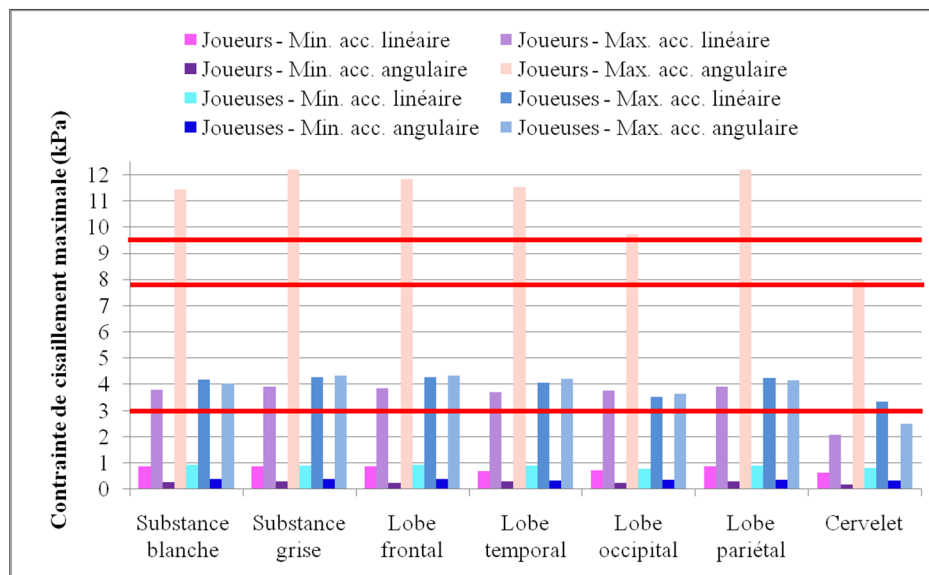


Figure 4.17 Contrainte de cisaillement (kPa) selon les substances et lobes du cerveau pour l'étude des accélérations extrêmes

Selon la littérature actuelle des déformations principales maximales, le seuil de 0,10 est associé à des dommages réversibles et à un TCCL, tandis que les seuils de 0,18 à 0,21 correspondent à des dommages fonctionnels (Garcia-Gonzalez et al., 2017; Post et Hoshizaki, 2012; Thibault, 1993; Wright et Ramesh, 2012; Zhang et al., 2004). Les

déformations principales maximales ont été plus élevées lors des simulations des accélérations maximales comparativement aux accélérations minimales. Aucune des accélérations extrêmes n'a atteint le premier seuil de risque de blessure à la tête de 0,10.

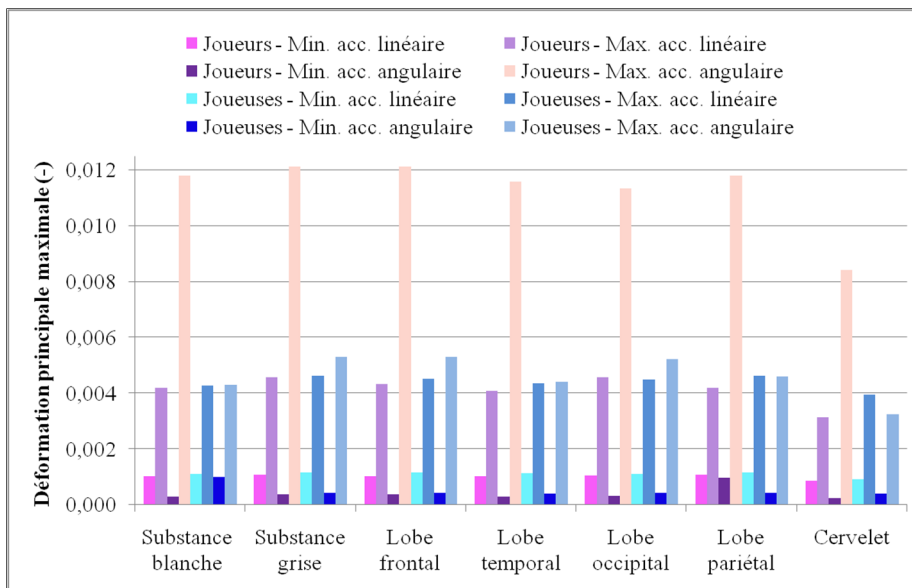


Figure 4.18 Déformation principale maximale selon les substances et lobes du cerveau pour l'étude des accélérations extrêmes

Les réponses biomécaniques les plus élevées ont été observées principalement dans la substance grise et au lobe frontal et au lobe pariétal.

4.2.2 Étude de cas

L'étude de cas correspond aux simulations des 9 impacts à la tête recensés lors du match de compétition (M8) auquel la joueuse a souffert d'un TCCL (voir Tableau 4.19). Le diagnostic a été fait uniquement après le match de compétition, puisque la joueuse n'a pas rapporté ces symptômes à l'entraîneur ou à l'équipe médicale. Malgré la présence des symptômes de TCCL, qui ont été ressentis dès le premier impact à la tête, la joueuse a joué les 90 minutes de jeu du match de compétition.

Tableau 4.19 Description des impacts à la tête de l'étude de cas

Impact	Accélération linéaire (g)	Accélération angulaire (rad/s²)	Direction de la tête (catégorie)	Type d'impact	Type d'impact spécifique
1	59	4 300	Avant droit	Technique de tête	Saut
2	46	7 300	Avant gauche	Technique de tête	Saut
3	45	3 100	Avant droit	Technique de tête	Saut
4	63	8 700	Avant droit	Technique de tête	Saut
5	34	3 700	Avant gauche	Technique de tête	Stable
6	18	900	Arrière gauche	Impact involontaire	Contact entre joueuses
7	17	600	Arrière droit	Impact involontaire	Accélération
8	48	4 000	Avant centre	Technique de tête	Saut
9	17	1 600	Arrière droit	Impact involontaire	Contact entre joueuses

La Figure 4.19, la Figure 4.20 et la Figure 4.21 présentent les valeurs maximales des contraintes de von Mises, des contraintes de cisaillement et des déformations principales maximales, selon les substances blanche et grise du cerveau et selon les différents lobes. Le premier seuil de risque de la contrainte de von Mises et de la contrainte de cisaillement a été atteint par le quatrième impact de l'étude de cas. Toutefois, les taux de dommages identifiés pour les deux contraintes sont faibles, soit de 0,01 % pour von Mises et de 2 % pour le cisaillement.

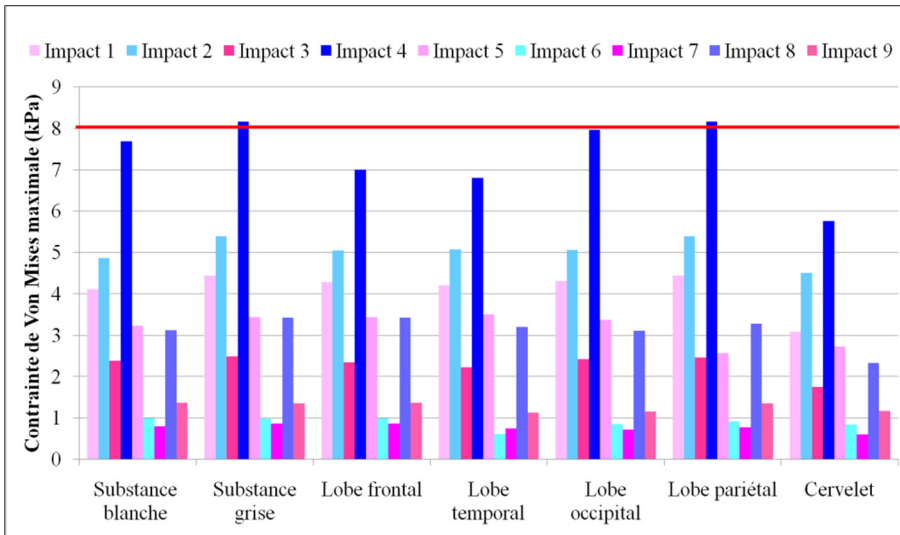


Figure 4.19 Contrainte de von Mises (kPa) selon les substances et lobes du cerveau de l'étude de cas

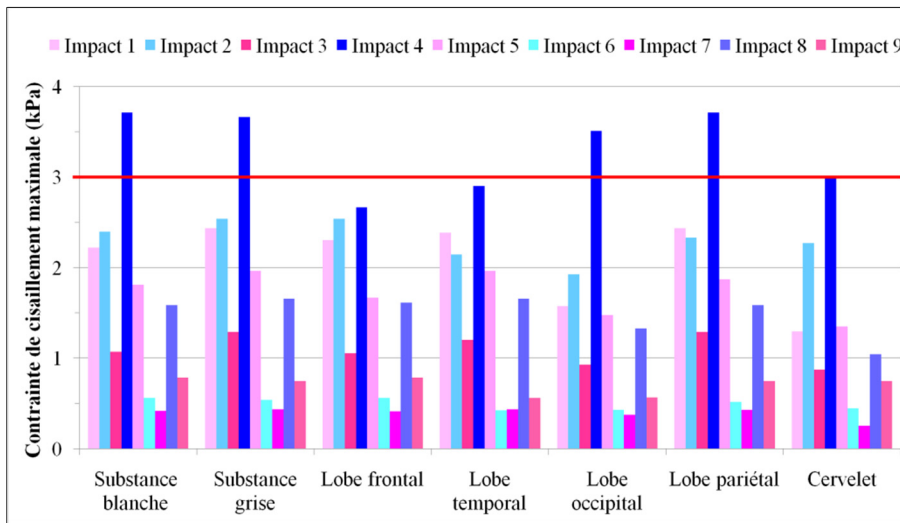


Figure 4.20 Contrainte de cisaillement (kPa) selon les substances et lobes du cerveau de l'étude de cas

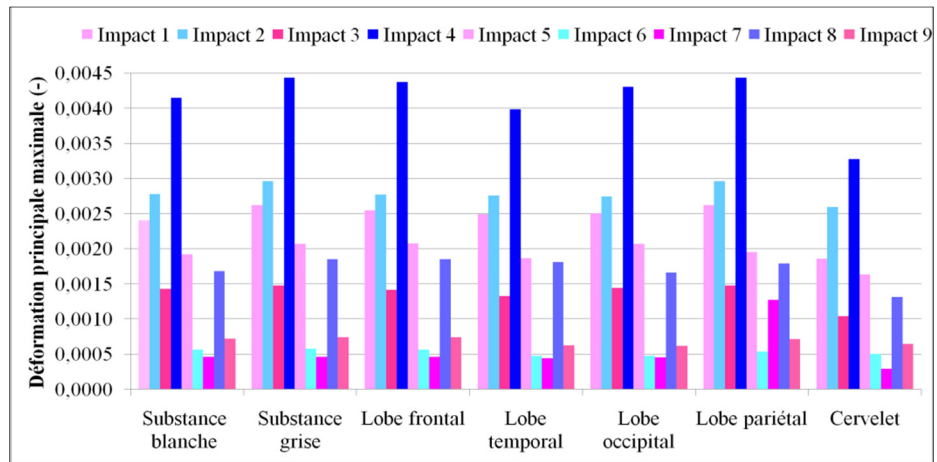


Figure 4.21 Déformation principale maximale selon les substances et lobes du cerveau de l'étude de cas

Les réponses biomécaniques calculées pour les 9 impacts à la tête associées au diagnostic de TCCL sont à l'intérieur des frontières définies par les accélérations extrêmes, comme présenté à la Figure 4.22 pour les contraintes de cisaillement.

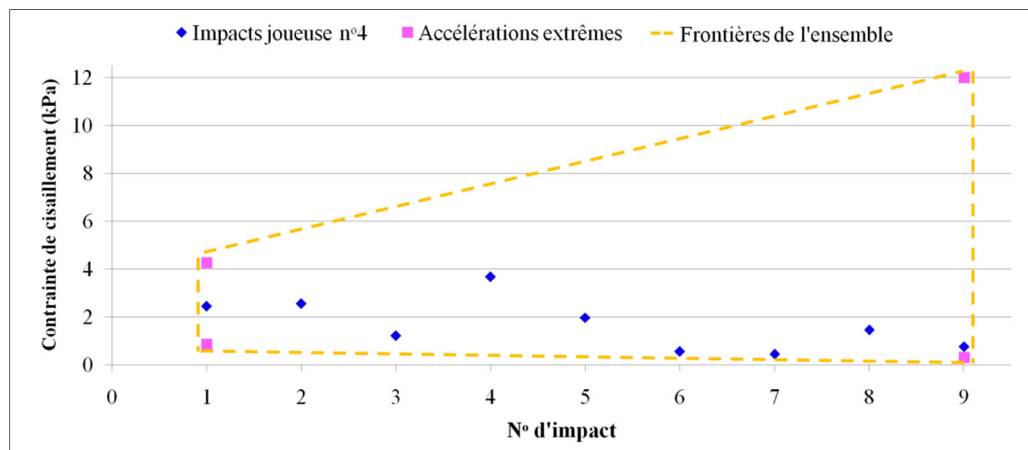


Figure 4.22 Contrainte de cisaillement (kPa) des 9 impacts du TCCL à l'intérieur de l'ensemble identifié par les accélérations extrêmes

4.3 Étude des relations entre les indicateurs de risque de TCCL

Le Tableau 4.20 présente les variables significatives et les coefficients de détermination ajustés (R^2 ajusté) de la cinématique de la tête pour le nombre d'impacts à la tête. Les tests de Durbin-Watson (DW) et d'autocorrélation résiduelle (AR) n'ont pas été vérifiés pour les impacts involontaires (joueuses : DW 1,06; joueurs : DW 0,55, AR 0,67; participants : DW 0,67, AR 0,61) et le regroupement de tous les impacts à la tête (joueuses : DW 0,86, AR 0,40; joueurs : DW 0,54, AR 0,65; participants : DW 0,67, AR 0,62). Les tests de Durbin-Watson et d'autocorrélation résiduelle vérifiés pour les techniques de tête varient de 2,06 à 2,50 et de 0,05 à 0,34, respectivement (voir Tableau-A IX-2 de l'ANNEXE IX). Le nombre de séances étudié et la faible qualité d'ajustement peuvent expliquer les écarts du test de Durbin-Watson et d'autocorrélation résiduelle.

Seules les techniques de tête semblent être mieux expliquées par les variables étudiées avec des R^2 ajusté de plus de 0,80. Les paramètres physiques des ballons de soccer, tels que la circonférence et la masse, semblent être des variables importantes pour les techniques de tête. La température de l'air ambiant semble mieux expliquer les impacts involontaires et le regroupement de tous les impacts à la tête en comparaison au résultat final du match de compétition. Toutefois, les R^2 ajustés varient de 0,41 à 0,57 et sont considérés comme faibles.

Les relations linéaires étudiées pour le nombre d'impacts à la tête sont toutes positives, ce qui signifie que plus la valeur de la variable étudiée est importante, plus le nombre d'impacts est élevé. Les valeurs-p des variables identifiées sont inférieures à 0,05 (techniques de tête : $\ll 0,05$; impact involontaire : $\ll 0,05$ à 0,04; regroupement de tous les impacts à la tête : $\ll 0,05$ à 0,03) (voir Tableau-A IX-2).

Tableau 4.20 Variables significatives, coefficient de détermination ajusté (R^2 ajusté) et sens du lien linéaire pour le nombre d'impacts à la tête

Impacts à la tête	Statistique	Joueuses	Joueurs	Participants
Techniques de tête	Variable	Circonférence ballon	Masse ballon	Circonférence ballon
	R^2 ajusté	0,82	0,93	0,84
	Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
Impacts involontaires	Variable	Température	Température	Température
	R^2 ajusté	0,43	0,53	0,41
	Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
Tous les impacts	Variable	Température	Température	Température
	R^2 ajusté	0,50	0,57	0,48
	Lien linéaire	Positif	Positif	Positif

Le Tableau 4.21 et le Tableau 4.22 présente les variables significatives et les R^2 ajusté de la cinématique de la tête pour les amplitudes d'accélération de la tête. Les tests de Durbin-Watson et d'autocorrélation résiduelle ont été vérifiés pour les amplitudes d'accélération de la tête et varient entre 1,43 et 2,33 et entre 0,07 et 0,26, respectivement (voir Tableau-A IX-3).

L'accélération linéaire semble être mieux expliquée par les variables étudiées avec plusieurs R^2 ajustés de plus de 0,80 comparativement à l'accélération angulaire qui a principalement des R^2 ajustés de 0,70. Toutefois, même si les R^2 ajustés sont plus importants pour l'accélération linéaire, les variables identifiées varient selon le type d'impacts et selon les populations étudiées. La température, le temps de jeu et la période de jeu sont trois variables identifiées à plusieurs reprises avec des R^2 ajustés de plus de 0,80. Chez les joueurs, la largeur du cou semble être une variable importante pour les techniques de tête, car elle est présente autant pour l'accélération linéaire que l'accélération angulaire.

Les relations linéaires étudiées pour les accélérations linéaires et angulaires sont principalement positives, donc plus la valeur de la variable étudiée est importante, plus l'amplitude d'accélération est élevée. Un total de trois variables étudiées a présenté une

relation négative, soit le rôle sur le terrain et la longueur du cou pour les techniques de tête des participants ainsi que toutes les variables du résultat final du match de compétition. Le rôle sur le terrain et le résultat final du match de compétition sont des variables dites codées, donc pour le rôle sur le terrain, une relation négative indique que les participants jouant sur les côtés du terrain (ailier) engendrent de plus grandes amplitudes d'accélération linéaires que les participants jouant au centre du terrain (centre). Pour le résultat final du match de compétition, la relation négative signifie que lors d'une défaite, les participants subissent de plus grandes amplitudes d'accélération linéaires et angulaires à la tête en comparaison à une victoire ou à un résultat nul. La longueur du cou étant une variable quantitative, cela signifie que plus la longueur du cou est petite, plus les accélérations sont élevées. Les valeurs-p des régressions multiples des amplitudes des accélérations de la tête sont toutes inférieures à 0,05 et les valeurs-p des variables identifiées pour l'accélération linéaire varient entre $\ll 0,05$ et 0,04 (joueuses $\ll 0,05$ à 0,01; joueurs $\ll 0,05$; participants $\ll 0,05$ à 0,04) et entre $\ll 0,05$ et 0,03 pour l'accélération angulaire (joueuses $\ll 0,05$ à 0,03; joueurs $\ll 0,05$ à 0,01; participants $\ll 0,05$ à 0,01) (voir Tableau-A IX - 3 à Tableau-A IX - 5).

Tableau 4.21 Variables significatives, R^2 ajusté et sens du lien linéaire pour les amplitudes d'accélération linéaires de la tête

Impacts à la tête	Statistique	Joueuses	Joueurs	Participants
Techniques de tête	Variable	Pression ballon Temps de jeu	Largeur cou	Rôle Longueur cou Circonférence ballon
	R^2 ajusté	0,92	0,84	0,87
	Lien linéaire	Positif	Positif	Tous négatifs, sauf circonférence ballon
Impacts involontaires	Variable	Élévation Période de jeu Temps de jeu	Température Période de jeu Temps de jeu	Période de jeu Temps de jeu Température Résultat final
	R^2 ajusté	0,43	0,82	0,82
	Lien linéaire	Positif	Positif	Tous positifs, sauf résultat final
Tous les impacts	Variable	Élévation Période de jeu Temps de jeu	Élévation Période de jeu Temps de jeu Température	Élévation Période de jeu Temps de jeu Température Résultat final
	R^2 ajusté	0,82	0,78	0,80
	Lien linéaire	Positif	Positif	Tous positifs, sauf résultat final

Tableau 4.22 Variables significatives, R^2 ajusté et sens du lien linéaire pour les amplitudes d'accélération angulaires de la tête

Impacts à la tête	Statistique	Joueuses	Joueurs	Participants
Techniques de tête	Variable	Masse ballon	Largeur cou	Circonférence ballon
	R^2 ajusté	0,84	0,70	0,76
	Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
Impacts involontaires	Variable	Période de jeu Résultat final	Température Période de jeu Temps de jeu	Période de jeu Temps de jeu Température Résultat final
	R^2 ajusté	0,69	0,71	0,69
	Lien linéaire	Positif, sauf résultat final	Positif	Tous positifs, sauf résultat final
Tous les impacts	Variable	Élévation Période de jeu Temps de jeu Résultat final	Élévation Période de jeu Temps de jeu Température	Élévation Période de jeu Temps de jeu Température Résultat final
	R^2 ajusté	0,76	0,64	0,68
	Lien linéaire	Tous positifs, sauf résultat final	Positif	Tous positifs, sauf résultat final

Le Tableau 4.23 présente les R^2 du lien linéaire entre le nombre d'impacts à la tête et les amplitudes des accélérations de la tête. Les tests de Durbin-Watson et d'autocorrélation résiduelle n'ont pas été vérifiés pour l'accélération linéaire (DW 0,83 à 0,94; AR 0,52 à 0,57) et angulaire de la tête (DW 1,01 à 1,11; AR 0,46 à 0,50) (voir Tableau-A IX-6). En plus de ne pas respecter les conditions d'applications, le lien linéaire ne semble pas être présent, puisque les R^2 variant de 0,35 à 0,52 peuvent être considérés comme faibles. La Figure 4.23 permet de constater l'absence du lien linéaire entre le nombre d'impacts à la tête et les amplitudes des accélérations de la tête. La valeurs-p de la régression simple pour l'accélération linéaire et celle pour l'accélération angulaire sont inférieures à 0,05 (joueuses et joueurs $\ll 0,05$) (voir Tableau-A IX-6).

Tableau 4.23 R² pour le nombre d'impacts à la tête et les amplitudes des accélérations linéaires et angulaires de la tête

Accélération de la tête	Joueuses	Joueurs	Participants
Accélération linéaire	0,52	0,43	0,43
Accélération angulaire	0,52	0,34	0,36

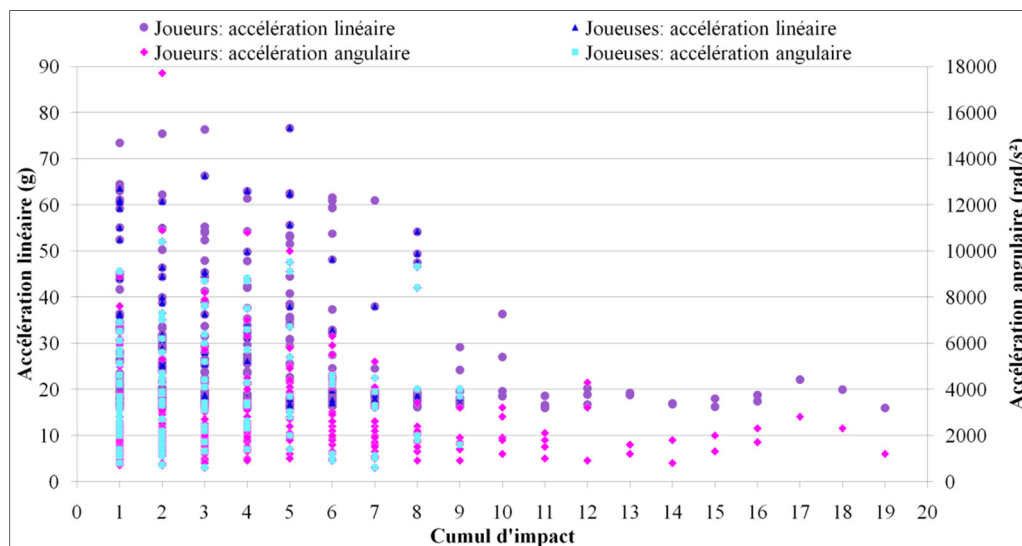


Figure 4.23 Amplitudes des accélérations linéaires et angulaires de la tête en fonction cumulé d'impacts à la tête subi lors des matchs de compétition

Les analyses statistiques des régressions multiples de l'activité électrique cérébrale des joueuses, soit la puissance des ondes cérébrales thêta élevée, alpha basse et élevée ainsi que bêta basse, moyenne et élevée sont présentées au Tableau 4.24 et au Tableau 4.25. Le test de Durbin-Watson et l'autocorrélation résiduelle sont vérifiés pour chacune des ondes cérébrales étudiées et varient entre 1,55 et 2,53 et entre 0,17 et 0,29, respectivement (voir Tableau-A IX-7 à Tableau-A IX-9).

Les R² ajustés des ondes cérébrales étudiées varient entre 0,25 et 0,64, ce qui peut être considéré comme faible. Donc, les variables étudiées pour les analyses statistiques de l'activité électrique cérébrale ne permettent pas de bien expliquer l'activité électrique cérébrale chez les joueuses. Les R² ajustés les plus importants ont tous été identifiés à l'électrode TP9 et regroupent le nombre d'impacts subi lors d'un match de compétition et

l'identifiant du sujet. Les relations linéaires entre la puissance d'onde cérébrale et les variables étudiées sont principalement positives. Une seule variable a présenté une relation négative avec trois ondes cérébrales, soit le nombre d'impacts pour les ondes bêta basse, moyenne et élevée. Les valeurs-p des régressions multiples de l'activité électrique cérébrale sont toutes inférieures à 0,05 et les valeurs-p des variables identifiées varient de $\ll 0,05$ à 0,04 (thêta élevée $\ll 0,05$; alpha basse et élevée $\ll 0,05$ à 0,04; bêta basse $\ll 0,05$, bêta moyenne et élevée $\ll 0,05$ à 0,02) (voir Tableau-A IX-7 à Tableau-A IX-9).

Tableau 4.24 Variables significatives, R^2 ajusté et sens du lien linéaire pour les ondes cérébrales thêta et alpha

	Électrodes			
Statistique	AF7	AF8	TP9	TP10
Thêta élevée				
Variable	Nombre d'impacts	Acc. linéaire	Nombre d'impacts Identifiant du match	Identifiant du match
R^2 ajusté	0,39	0,28	0,59	0,25
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif	Positif
Alpha basse				
Variable	Nombre d'impacts	Acc. linéaire	Nombre d'impacts Identifiant de la joueuse	Identifiant du match Historique de TCCL
R^2 ajusté	0,48	0,31	0,58	0,38
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif	Positif
Alpha élevée				
Variable	Nombre d'impacts Acc. angulaire	Acc. linéaire	Nombre d'impacts Identifiant de la joueuse	Acc. Linéaire Identifiant du match
R^2 ajusté	0,50	0,43	0,55	0,30
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif	Positif

Tableau 4.25 Variables significatives, R^2 ajusté et sens du lien linéaire pour l'onde cérébrale bêta

	Électrodes			
Statistique	AF7	AF8	TP9	TP10
Bêta basse				
Variable	Acc. Angulaire	Acc. Angulaire Nombre d'impacts	Nombre d'impacts Identifiant de la joueuse	Identifiant du match
R^2 ajusté	0,50	0,50	0,61	0,24
Lien linéaire	Positif	Positif, sauf nombre d'impact	Positif	Positif
Bêta moyenne				
Variable	Acc. Angulaire	Acc. Angulaire Nombre d'impacts	Nombre d'impacts Identifiant de la joueuse	Identifiant du match
R^2 ajusté	0,47	0,52	0,58	0,34
Lien linéaire	Positif	Positif, sauf nombre d'impact	Positif	Positif
Bêta élevée				
Variable	Acc. Angulaire	Acc. Angulaire Nombre d'impacts	Nombre d'impacts Identifiant de la joueuse	Identifiant du match
R^2 ajusté	0,49	0,51	0,64	0,32
Lien linéaire	Positif	Positif, sauf nombre d'impact	Positif	Positif

Les valeurs des R^2 ajustés des régressions multiples des réponses biomécaniques, soit les contraintes de von Mises, les contraintes de cisaillement et les déformations principales maximales sont présentées au Tableau 4.26. Le test de Durbin-Watson et l'autocorrélation résiduelle sont vérifiés pour chacune des réponses biomécaniques et varient entre 1,18 et 2,0 et entre 0,0 et 0,13, respectivement (von Mises : DW 1,23 à 1,99, AR 0,0 à 0,12; cisaillement : DW 1,18 à 1,98, AR 0,01 à 0,13; déformation principale maximale : DW 1,25 à 2,0, AR 0,0 à 0,11) (voir Tableau-A IX-10 à Tableau-A IX-12).

Les réponses biomécaniques semblent être expliquées par les vitesses angulaires calculées, puisque les R^2 ajustés varient de 0,86 à 0,95 pour la contrainte de von Mises, de 0,81 à 0,93 pour la contrainte de cisaillement et de 0,86 à 0,95 pour la déformation principale maximale. Les relations linéaires étudiées pour les réponses biomécaniques sont positives. Les valeurs-p des vitesses angulaires calculées sont inférieures à 0,05 (von Mises $\ll 0,05$; cisaillement $\ll 0,05$; déformation principale maximale $\ll 0,05$) (voir Tableau-A IX-10 à Tableau-A IX-12).

La vitesse angulaire calculée a été identifiée comme la variable ayant une influence statistiquement significative pour les 3 réponses biomécaniques étudiées. Ce résultat semble montrer que l'accélération angulaire serait suffisante pour décrire le comportement biomécanique du cerveau lors d'impacts à la tête au soccer. Afin de vérifier cette affirmation, une analyse complémentaire aux travaux de recherche a été réalisée. Les 8 impacts à la tête simulés à partir du MÉF de la tête (voir Tableau 4.18) ont été simulés à deux nouvelles reprises, soit en incluant seulement l'accélération angulaire et seulement l'accélération linéaire. La Figure 4.24 présente un exemple des résultats des 8 simulations de la contrainte de von Mises pour la substance blanche. La Figure 4.24 permet de confirmer que l'accélération angulaire semble être suffisante pour décrire le comportement biomécanique du cerveau lors d'impacts à la tête au soccer. Les résultats de la substance grise et grise du cerveau sont détaillés à l'ANNEXE IX pour la contrainte de von Mises, la contrainte de cisaillement et la déformation principale maximale des simulations (voir Figure A-IX-1 à Figure A-IX-6).

Tableau 4.26 R² ajusté des réponses biomécaniques

	Vitesse calculée	Lien linéaire	Von Mises	Cisaillement	Déformation principale maximale
Substances					
Blanche	Angulaire	Positif	0,89	0,86	0,90
Grise	Angulaire	Positif	0,95	0,93	0,95
Lobes					
Frontal	Angulaire	Positif	0,89	0,88	0,89
Temporal	Angulaire	Positif	0,86	0,81	0,87
Occipital	Angulaire	Positif	0,88	0,86	0,87
Pariétal	Angulaire	Positif	0,87	0,82	0,86
Cervelet	Angulaire	Positif	0,88	0,91	0,89

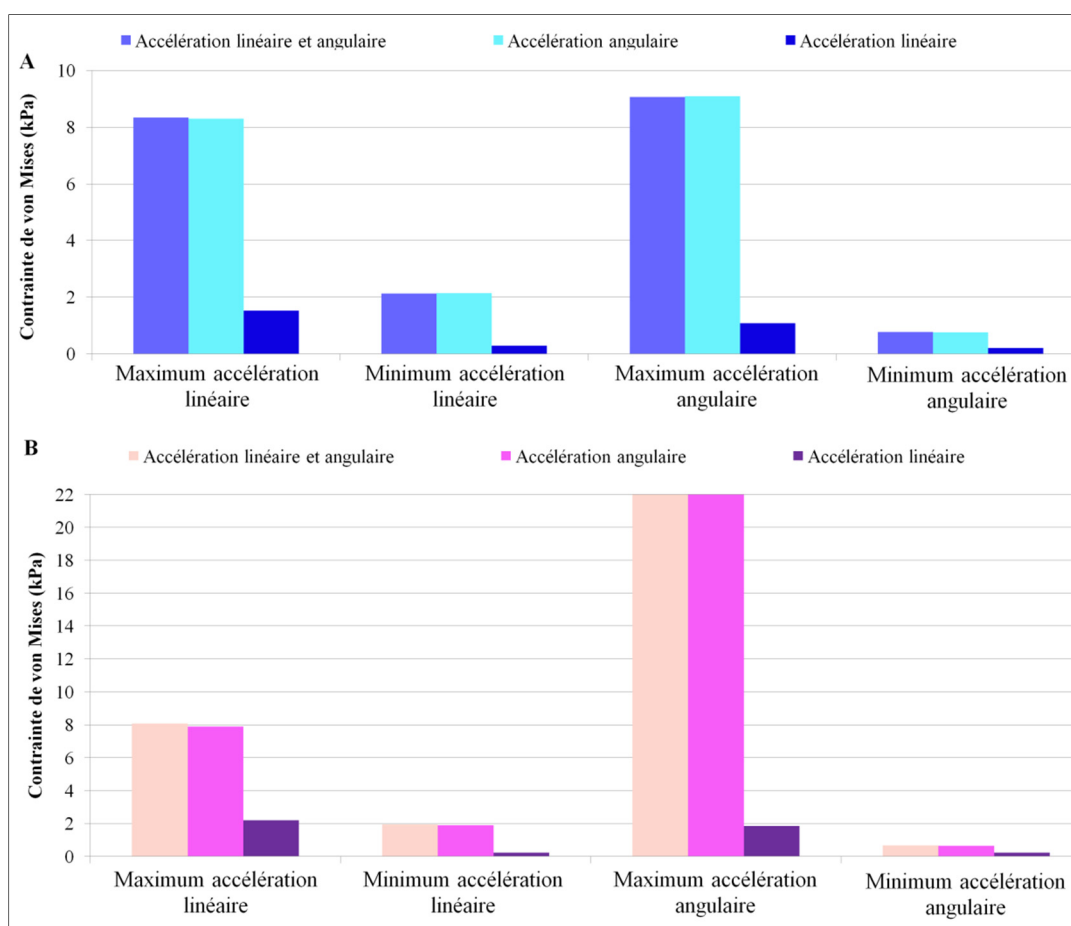


Figure 4.24 Contrainte de von Mises (kPa) de la substance grise pour les impacts à la tête des A- joueuses et des B- joueurs

CHAPITRE 5

DISCUSSION

L'originalité de ce projet de recherche réside dans l'étude simultanée de plusieurs indicateurs de risque de TCCL auprès de deux populations au cours d'une saison régulière de soccer universitaire. En effet, aucune étude de la littérature actuelle n'a permis d'évaluer la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale et les réponses biomécaniques dans le but d'identifier l'indicateur de risque qui permettrait de mieux identifier le risque de TCCL. Aux connaissances actuelles, ces travaux de recherche sont aussi les premiers à proposer un critère de blessure spécifique au soccer, à exploiter l'activité cérébrale électrique sur le terrain au cours d'une saison de soccer dans le but d'identifier le risque de TCCL et à étudier les réponses biomécaniques, dont les contraintes et déformations du cerveau à l'aide de MÉF détaillé de la tête lors d'impacts à la tête au soccer.

L'acquisition terrain de la cinématique de la tête et de l'activité électrique cérébrale ainsi que la mesure des facteurs environnementaux de jeu et des facteurs physiques caractérisant les joueuses et joueurs ont été réalisées lors de la pratique du soccer. Les réponses biomécaniques du cerveau ont quant à elles été calculées. Au cours de ce projet, un TCCL a été diagnostiqué à la suite d'un match de compétition, ce qui a permis d'évaluer le potentiel de chacun des indicateurs de risque de TCCL de la cinématique de la tête, de l'activité électrique cérébrale et des réponses biomécaniques du cerveau. Le projet de recherche a été réalisé dans le but de répondre à deux questions de recherche, soit :

- Q1 : Quels sont les indicateurs de risque de TCCL qui permettent de mieux évaluer le risque de TCCL lors de la pratique du soccer ?
- Q2 : Quels sont les facteurs physiques des participants et les facteurs environnementaux de jeu qui ont le plus d'influence sur les indicateurs de risque de TCCL ?

La première question regroupe plusieurs éléments de réponses, mais globalement, les résultats du projet de recherche semblent indiquer que l'évaluation du risque de TCCL lors de la pratique du soccer ne peut être réalisée à l'aide d'un seul indicateur de risque. Les résultats semblent plutôt montrer que la combinaison d'au moins deux indicateurs de risque permettrait de mieux évaluer le risque de TCCL au soccer. Les résultats ont mis de l'avant l'importance des mesures terrains qui permettent d'étudier les indicateurs de risque de TCCL, mais aussi d'identifier les limites logistiques de ce type de mesure. C'est pourquoi la **cinématique de la tête** a été identifiée comme l'indicateur principal de risque TCCL. En effet, la cinématique de la tête peut être analysée rapidement en temps de jeu réel en observant les types d'impacts à la tête et en utilisant des instruments de mesure abordables et simples d'utilisation comme les bandeaux instrumentés du SIM-G. Les paramètres de la cinématique de la tête combinée à des facteurs de risque de blessure ont permis de cibler les situations engendrant le plus de risque de TCCL au soccer. Ces paramètres et facteurs sont le sexe de l'athlète (féminin), le type de séance (match de compétition), le type d'impact (technique de tête), le type d'impact spécifique (contact entre joueurs et saut), le type d'accélération à la tête (angulaire) et les amplitudes d'accélération de la tête ($>66g$ et $>6000 \text{ rad/s}^2$).

Pour le sexe de l'athlète, les variations anthropométriques du segment tête-cou semblent avoir une influence sur les amplitudes d'accélération angulaires de la tête des joueuses. En effet, lors des matchs de compétition, les accélérations angulaires de la tête des joueuses causées par les impacts involontaires ont été significativement plus importantes que celles des joueurs. Ce résultat pourrait être expliqué par les variations anthropométriques du segment tête-cou, soit la circonférence, la largeur et la profondeur du cou qui sont inférieures chez les joueuses en comparaison aux joueurs. Les deux populations n'ont présenté aucune autre différence significative que ce soit au niveau de l'expérience de jeu, des facteurs physiques ou environnementaux. Les variations anthropométriques peuvent engendrer une rigidité inférieure et une instabilité du segment tête-cou plus importante chez les joueuses comparativement aux joueurs, ce qui semble avoir causé des accélérations angulaires plus élevées lors des impacts involontaires, où la contraction musculaire du segment tête-cou peut

être difficile à contrôler (Petraglia et al., 2015; Tierney et al., 2005; Vasavada et al., 2008). Pour les techniques de tête, les accélérations de la tête des joueuses ont été plus élevées que celles des joueurs, mais n'ont pas été significativement différentes. Les joueuses semblent donc avoir réalisé des techniques de tête en effectuant une contraction musculaire contrôlée du segment tête-cou (Tierney et al., 2005), ce qui a engendré des accélérations de la tête semblables à celles des joueurs, et ce, malgré les variations anthropométriques observées.

Pour le type de séance, les matchs de compétition ont engendré un plus grand risque de TCCL que les entraînements. En effet, le nombre d'impacts à la tête par participant par 90 minutes de jeu a été plus important lors des matchs de compétition que lors des entraînements. Les risques de TCCL calculés à partir des critères de blessure d'accélérations linéaires et angulaires de Zhang et al. (2004), de Pellman et al. (2003) et de Rowson et al. (2012) ont aussi été plus importants lors des matchs de compétition que lors des entraînements. Ces résultats pouvaient être attendus puisque le facteur de compétition entre les joueurs (joueuses) est plus important lors des matchs de compétition que lors des entraînements (Gessel et al., 2007; Nilsson et al., 2013). Ces résultats sont aussi soutenus par les résultats du projet de maîtrise, avec 0,8 impact par 60 minutes de jeu lors d'entraînements chez les joueurs de niveau élite (âge $\mu=18$ ans) en comparaison avec 2,7 impacts par 60 minutes de jeu lors de matchs de compétition (Lecours, 2017). Ces joueurs ont aussi subi 2,5 fois plus d'impacts à la tête au-dessus des seuils de risque de Zhang et al. (2004) lors des matchs de compétition que lors des entraînements (Lecours, 2017).

Concernant le type d'impact, un plus grand nombre d'impacts involontaires a été observé, toutefois les techniques de tête ont causé un plus grand risque de TCCL. En effet, le nombre d'impacts involontaires par participant par 90 minutes a été plus élevé que les techniques de tête lors des matchs de compétition. Ce constat a aussi été fait auprès des joueurs de niveau élite du projet de maîtrise (Lecours, 2017) et pourrait être expliqué par l'intensité de jeu. L'intensité de jeu se traduit par une grande énergie des athlètes et par la démonstration de leur présence envers l'équipe adverse, ce qui peut être une source de multiplication des contacts entre joueurs (joueuses) ou des courses de grande intensité, tel que rapporté par

Rahnama et al. (2002). Malgré ce plus grand nombre d'impacts involontaires, le risque de TCCL a été plus important pour les techniques de tête avec des accélérations linéaires et angulaires plus élevées. Ce constat a aussi été fait auprès des joueuses de niveau amateur (âge $\mu=24,1$ ans) et des joueurs de niveau élite du projet de maîtrise (Lecours, 2017). Les types de techniques de tête et d'impacts involontaires les plus fréquents, soit le saut et le contact entre joueurs (joueuses), pourraient expliquer les différences observées. Lors d'un saut, les athlètes se retrouvent dans une position de déséquilibre. Ce déséquilibre peut être exacerbé lorsque le saut est exécuté au même moment qu'un athlète adverse, ce qui peut influencer la stabilité de la contraction musculaire lors du contact de la tête avec le ballon. Ceci est contraire au contact entre joueurs (joueuses) où l'athlète peut réussir à se stabiliser à l'aide de ses pieds qui sont en contact avec le sol. De plus, le nombre de techniques de tête étant identifié à risque de TCCL par Zhang et al. (2004) et par Pellman et al. (2003) a été plus important que celui des impacts involontaires, ce qui a aussi été observé chez les joueuses de niveau amateur et les joueurs de niveau élite du projet de maîtrise (Lecours, 2017). Donc, les techniques de tête sont considérées comme les impacts les plus à risque de causer un TCCL, et ce, auprès de deux populations de joueurs adultes de niveau élite, de joueuses adultes de niveau élite, ainsi que de joueuses adultes de niveau amateur. Ce constat est aussi supporté par Comstock et al. (2015) et par Marar et al. (2012) qui ont identifié les techniques de tête comme le mécanisme causant le plus haut taux de TCCL.

L'analyse des résultats semble montrer que le saut et le contact entre joueurs (joueuses) sont les causes principales des impacts à la tête au soccer auprès de plusieurs populations. En effet, ces types de techniques de tête et d'impacts involontaires ont été identifiés comme les plus fréquents dans ces travaux de recherche ainsi que chez les joueuses de niveau amateur et les joueurs de niveau élite du projet de maîtrise (Lecours, 2017). Hanlon et Bir (2012) ont aussi observé le contact entre joueuses comme le type d'impact involontaire le plus fréquent chez des joueuses âgées de 13 et 14 ans. Plusieurs études dont Comstock et al. (2015), Marar et al. (2012) et Gessel et al. (2007) ont aussi identifié, parmi les impacts involontaires, les contacts entre joueurs (joueuses) comme principale cause de TCCL chez les joueuses et joueuses de niveau secondaire et collégial.

Les résultats de ce projet de recherche, supporté par la littérature actuelle du soccer, semblent montrer que les accélérations angulaires engendrent un plus grand risque de TCCL que les accélérations linéaires. En effet, un plus grand nombre d'impacts à la tête considéré à risque de causer un TCCL a été dénombré par les critères de blessure développés pour l'accélération angulaire en comparaison à l'accélération linéaire. Ce constat a aussi été fait lors du projet de maîtrise (Lecours, 2017) et par Hanlon et Bir (2012). Ce résultat semble aussi être supporté par Lynall et al. (2016) qui ont dénombré, auprès de joueuses adultes de niveau élite (âge $\mu=19\pm 0,1$ ans), moins de 10 impacts dont l'accélération linéaire de la tête atteint les seuils de risque de TCCL de 25 % et 15 impacts dont l'accélération angulaire dépassent les seuils de risque de 80 %. Les résultats de McCuen et al. (2015) vont aussi dans ce sens pour les joueuses de soccer adultes de niveau élite (âge $\mu=18,7$ ans) qui ont présentées des accélérations linéaires moyennes de la tête de 32g (médiane 41g), soit nettement inférieure au seuil de risque de TCCL de 25 % (63g). L'inverse a été observé pour les accélérations angulaires qui ont dépassé les seuils de risque de 50 % ($5\,444\text{ rad/s}^2$) avec une moyenne de $6\,715\text{ rad/s}^2$ (médiane $8\,213\text{ rad/s}^2$). Caccese et al. (2016) ont étudié les scénarios des techniques de tête et ont aussi observé cette tendance pour les joueuses de soccer adultes de niveau élite (âge $\mu=19,6\pm 1$ ans). Les joueuses ont subi des accélérations linéaires inférieures au seuil de risque de 25 % avec une moyenne de 28g (± 18 g) et des accélérations angulaires dépassant le seuil de risque de 50 % avec une moyenne de $7\,100\text{ rad/s}^2$ ($\pm 4\,300\text{ rad/s}^2$).

L'analyse des critères de blessure a permis d'établir un important constat, soit que l'emploi d'un critère de blessure développé uniquement à l'aide de la cinématique de la tête ne semble pas être suffisant pour décrire le risque de TCCL au soccer. En effet, les résultats montrent que le risque de TCCL varie selon la méthodologie employée pour développer les critères de blessure et selon le type d'accélération. L'analyse des impacts à la tête de la joueuse ayant subi un TCCL permet d'observer les différentes probabilités de risques de TCCL en fonction du critère utilisé. Les critères de blessure pour le soccer développés avec l'accélération angulaire et la vitesse angulaire ont identifié un risque de TCCL atteignant 45 % pour l'impact n°4. Pour ce même impact, l'analyse des accélérations linéaires a permis d'observer des risques de TCCL similaires entre les critères de blessure du soccer et du football

(Pellman et al., 2003; Zhang et al., 2004), soit un risque variant de 18 % à 26 %, sans toutefois dépasser un risque de TCCL de 30 %. Pour l'accélération angulaire, un risque de TCCL de plus de 90 % a été observé pour ce même impact (n°4), mais une variation importante des risques de TCCL, soit de 24 % à 94 %, a été observée entre les critères de blessure du soccer et du football (Pellman et al., 2003; Rowson et al., 2012; Zhang et al., 2004). Aussi, plusieurs impacts à la tête ont engendré des accélérations au-dessus des seuils de risque de TCCL de 50 % et même de 80 %, sans toutefois être reliés à un diagnostic de TCCL. L'analyse du risque de TCCL montre donc que le risque de TCCL dépend de la méthodologie de développement et des paramètres cinématiques de la tête. Les critères de blessure exploitant uniquement la cinématique de la tête ne semblent pas être suffisants pour décrire le risque de TCCL au soccer, alors un diagramme des facteurs de risque de TCCL, comme présenté à la Figure 5.1, pourrait être une alternative. Le diagramme des facteurs de risque de TCCL permet de cibler les situations qui présentent un risque de TCCL en combinant la cinématique de la tête et des facteurs de risque de TCCL.

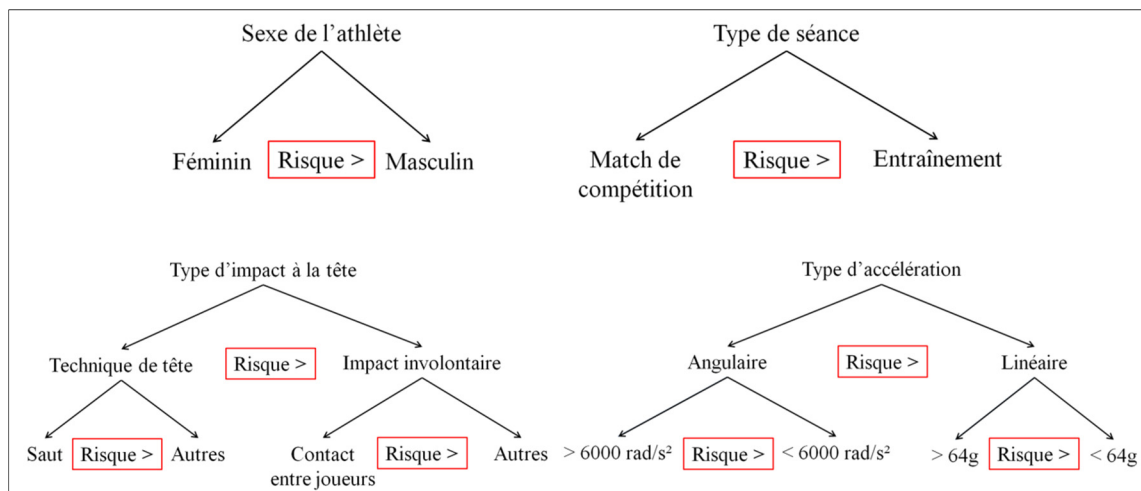


Figure 5.1 Diagramme des facteurs de risque de TCCL

Par exemple, selon les informations du TCCL (voir Tableau 4.19) diagnostiqué dans ce projet de recherche : le sexe de l'athlète est féminin (risque élevé) ; le type de séance est le match de compétition (risque élevé) ; les types d'impacts à la tête sont majoritairement des techniques de tête (6) en comparaison aux impacts involontaires (3) (risque élevé) ; les

impacts spécifiques sont principalement le saut (5 sur 6) pour les techniques de tête (risque élevé) et le contact entre joueuses (2 sur 3) pour les impacts involontaires (risque élevé) et pour le type d'accélération ; l'accélération angulaire engendre un plus grand risque de TCCL et 2 (sur 9) impacts à la tête atteignent plus de $6\,000\text{ rad/s}^2$ (risque élevé), soit un risque de blessure de plus de 50 % pour les critères de blessure développés pour le soccer et l'ensemble des critères de blessure de la littérature. Le diagramme des facteurs de risque de TCCL permet d'identifier une situation comportant plusieurs risques élevés de TCCL lors de la séance d'acquisition où la joueuse a subi un TCCL. Ainsi, lorsque plusieurs risques élevés sont identifiés au cours d'un entraînement ou d'un match de compétition, un indicateur de risque de TCCL complémentaire comme l'activité électrique cérébrale ou les réponses biomécaniques pourraient être utilisés pour poursuivre l'évaluation du risque de TCCL.

Les facteurs ayant le plus d'influence sur les indicateurs de risque de TCCL sont présentés à la Figure 5.2. Ces facteurs ont permis de supporter les éléments de réponse énoncés à la première question de recherche, en plus de répondre à la deuxième question de recherche. La première question a mis de l'avant la pertinence de combiner au moins deux indicateurs de risque de TCCL et de suggérer la cinématique comme indicateur principal de risque de TCCL lors de la pratique du soccer. Pour la deuxième question de recherche, la cinématique de la tête a été liée à l'activité électrique cérébrale par le facteur d'influence du nombre d'impacts à la tête (voir Figure 5.2) et a aussi été directement liée aux réponses biomécaniques par l'emploi des accélérations de la tête comme données imposées au MÉF de la tête. La cinématique de la tête peut donc être considérée comme l'élément principal reliant les indicateurs de TCCL étudiés dans ce projet de recherche.

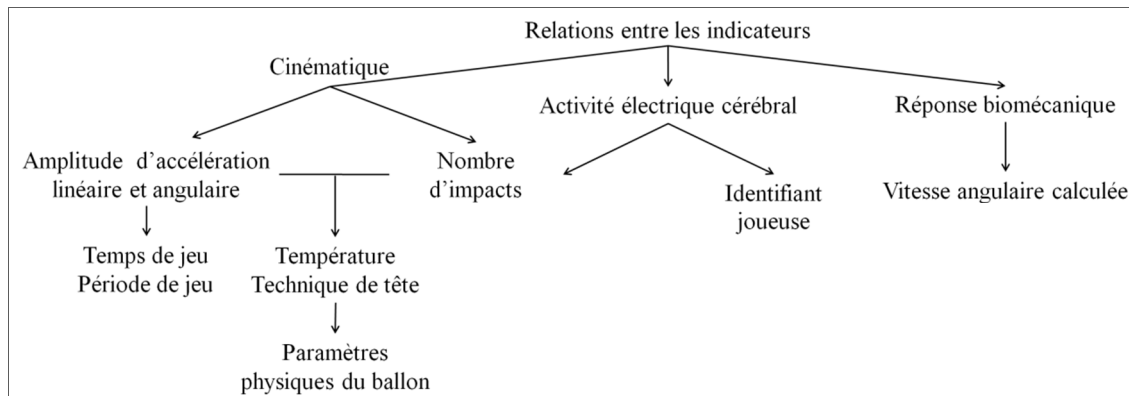


Figure 5.2 Facteurs d'influence sur les indicateurs de risque de TCCL

La température et les paramètres physiques des ballons semblent être des facteurs d'influence importants pour la cinématique de la tête lors de la pratique du soccer (voir Figure 5.2). Le facteur température pourrait être expliqué en partie par le type de surface des terrains de soccer, soit le terrain synthétique. Le terrain synthétique est reconnu comme un facteur problématique, car il peut générer des températures considérables, soit des écarts allant de 10°C à 40°C de plus que la température réelle de l'air ambiant comme mesurée au cours du projet de recherche et tel que rapporté par le Turfgrass Resource Center (2006). La température peut influencer l'état physique des joueuses et joueurs de soccer par la déshydratation qui contribue à la fatigue des athlètes, tel que mentionné par Reilly (1997). Le type de terrain et la fatigue pourraient donc expliquer la relation entre la cinématique de la tête et la température. De plus, Rahnama et al. (2002) rapportent que la fatigue est associée à un risque de TCCL plus important. Wiart et al. (2011) ont aussi mentionné que les propriétés dynamiques et paramètres physiques des ballons de soccer peuvent être modifiés par la température. Ainsi, la température et les paramètres physiques des ballons de soccer semblent être reliés et les deux facteurs ont une influence sur la cinématique de la tête. Bien que les paramètres physiques des ballons de soccer aient respecté les limites imposées par la FIFA au cours du projet de recherche, elles ont quand même démontré une influence importante auprès des techniques de tête. Ce résultat semble montrer que les paramètres physiques des ballons ne sont pas adéquats pour les techniques de tête. D'autres paramètres pourraient donc aussi être pris en compte dans les restrictions de la FIFA comme la méthode de fabrication, le fini de surface ainsi que le nombre, l'orientation et la forme des panneaux des ballons qui

peuvent influencer la cinématique des ballons comme rapporté par Shewchenko et al. (2005c) et Hong et Asai (2014).

Les facteurs d'influence identifiés pour l'accélération de la tête, soit le temps de jeu et la période de jeu (voir Figure 5.2) semblent appuyer l'influence de l'état physique des athlètes sur la cinématique de la tête au soccer. En effet, les amplitudes d'accélération ont semblé être accentuées en fonction de l'évolution du match de compétition, ce qui pourrait être expliqué par la fatigue des athlètes. Comme rapporté par Wilkins et al. (2004), la fatigue des athlètes peut engendrer une incapacité à maintenir les forces musculaires et ainsi réduire l'équilibre postural. Ces forces musculaires sont essentielles au maintien de la stabilité du segment tête-cou lors des impacts à la tête. Donc, une réduction des forces musculaires peut expliquer la tendance des amplitudes d'accélération de la tête à augmenter selon le temps de jeu et à la deuxième période de jeu. La fatigue des joueurs de soccer a aussi été associée à un risque de TCCL plus important par Rahnama et al. (2002) qui ont observé davantage de blessures lors des 15 dernières minutes des périodes de jeu.

Concernant l'indicateur de risque de TCCL de l'**activité électrique cérébrale**, les résultats ont permis d'identifier plusieurs éléments-clés, dont l'effet de l'activité physique sur l'activité électrique cérébrale, l'influence du nombre d'impacts à la tête sur les variations de l'activité électrique cérébrale, la pertinence de la méthodologie de mesure d'activité électrique cérébrale développée dans ce projet de recherche ainsi que la nécessité d'interpréter les changements d'activité électrique cérébrale en tenant compte de facteurs externes comme l'état psychologique des athlètes.

Les résultats du projet de recherche ont montré que les deux types de contrôles, soit au repos et après un entraînement à faible risque d'impacts à la tête, semblent pertinents pour l'étude de l'activité électrique cérébrale au soccer. En effet, une différence significative de la puissance des ondes cérébrales alpha et bêta au lobe frontal gauche a été identifiée entre les contrôles. Ce résultat est soutenu par Schneider et al. (2009) qui ont aussi identifié une différence significative des ondes cérébrales alpha et bêta uniquement au lobe frontal à la

suite d'entraînements. La variation des puissances des ondes cérébrales observées au lobe frontal semble être expliquée par l'effort engendré par l'activité physique réalisée par les joueuses, tel que rapporté par Schneider et al. (2009).

Le nombre d'impacts à la tête, soit par match de compétition et par 90 minutes de jeu, semble être un paramètre important dans l'identification de changement d'activité électrique cérébrale chez les joueuses de soccer. Une seule différence significative a été observée pour les ondes cérébrales alpha et bêta du lobe frontal gauche, entre les contrôles en début de saison et un des matchs de compétition, plus précisément au 7^e match (M7). Ce résultat pourrait être expliqué par le nombre d'impacts et le nombre d'impacts à la tête par 90 minutes de jeu observé lors du match de compétition M7 qui ont été plus importants en comparaison aux autres matchs de compétition étudiés (M2, M3 et M5) (voir Figure 4.13). Le lien entre le nombre d'impacts à la tête et le changement d'activité électrique cérébrale lors du match de compétition M7 est aussi soutenu par Alf et Odd-Vebjørn (1989) et Di Virgilio et al. (2016) qui ont observé des altérations électrophysiologiques temporaires à la suite d'impacts à la tête, spécifiquement des techniques de tête. De plus, les impacts répétitifs à la tête engendrant des accélérations de faibles amplitudes sont aussi problématiques que les accélérations de grandes amplitudes puisqu'elles sont associées à des anomalies anatomiques du cerveau telles que des micros-déchirures des axones (Lipton et al., 2013), des anomalies physiologiques telles que des troubles cognitifs (Lipton et al., 2013) dont l'apprentissage verbal (Janda et al., 2002) et la mémoire à court terme (Di Virgilio et al., 2016) ainsi que des symptômes de TCCL dont les maux de tête (Alf et Odd-Vebjørn, 1989; Janda et al., 2002). Le nombre d'impacts à la tête a aussi été identifié comme un des facteurs ayant le plus d'influence sur l'activité électrique cérébrale (voir Figure 5.2). Le lien entre le nombre d'impacts à la tête et le changement d'activité électrique cérébrale met en évidence que les critères de blessure de la cinématique développés uniquement avec la cinématique de la tête ne permettent pas de décrire adéquatement le risque de TCCL au soccer.

La méthodologie employée au cours de ces travaux de recherche pour mesurer l'activité électrique cérébrale semble permettre l'observation de variations de l'activité électrique en

lien avec un diagnostic de TCCL. En effet, l'analyse individuelle de la puissance des ondes cérébrales a permis d'observer, chez la joueuse qui a subi un TCCL au 8^e match de compétition (M8), une différence significative entre les contrôles en début de saison et le match M8 auprès des 6 ondes cérébrales étudiées. Cette observation semble indiquer que l'activité électrique cérébrale mesurée au repos, les yeux fermés et à l'aide d'un instrument de mesure commercial composé de quatre électrodes pourrait être une méthodologie adéquate pour l'étude des changements d'activité électrique cérébrale potentiellement reliés à un TCCL. L'analyse rapide du signal électrique combiné aux données de la cinématique de la tête des joueuses lors du 8^e match de compétition auraient pu contribuer au diagnostic du TCCL en référant la joueuse rapidement à l'équipe médicale. Ce constat démontre la pertinence du diagramme des facteurs de risque de TCCL et l'emploi d'au moins deux indicateurs de risque de TCCL. Comme rapporté par Harmon et al. (2013), plus de 50 % des TCCL ne sont pas diagnostiqués lors de la pratique d'un sport. Le diagramme des facteurs de risque de TCCL pourrait donc aider à pallier cette problématique.

Aucune différence significative n'a été observée entre les contrôles en début et en fin de saison, soit 4 jours suivant le TCCL, ce qui semble montrer que les altérations électrophysiologiques de la joueuse ont été temporaires. Ce résultat est soutenu par Ianof et Anghinah (2017) qui mentionnent que selon la gravité de la blessure à la tête, l'activité électrique cérébrale peut être cliniquement normale quelques heures à la suite de la blessure. La joueuse n'avait pas d'historique de TCCL et n'a pas repris l'entraînement entre le 8^e match de compétition et le 4^e jour suivant son TCCL, ce qui peut favoriser la récupération. Ce constat est supporté par Harmon et al. (2013) qui rapportent qu'un historique de TCCL peut ralentir la récupération d'un athlète et que le traitement d'un TCCL consiste au repos physique et cognitif.

Les résultats du projet de recherche semblent montrer que l'analyse de l'activité électrique cérébrale doit être interprétée en tenant compte de facteurs externes comme l'état psychologique des athlètes, ce qui permet de favoriser l'analyse individuelle à l'analyse regroupant l'ensemble des joueuses. Les variations de l'activité électrique cérébrale

observées au cours du projet de recherche ont semblé être temporaires plutôt qu'à moyen terme comme suggéré par la différence entre le début et la fin de saison. Ce résultat pourrait être expliqué par les mesures en fin de saison qui ont été réalisées durant la semaine des examens universitaires des joueuses, ce qui a pu avoir une incidence sur le niveau de stress des participantes. Aussi, le type d'analyse statistique, soit groupée ou individuelle, peut également expliquer cette différence. Par le fait même, l'identifiant de la joueuse a été reconnu comme un des facteurs ayant le plus d'influence sur l'activité électrique cérébrale (voir Figure 5.2), ce qui permet encore une fois de supporter l'analyse individuelle à l'analyse regroupant l'ensemble des joueuses.

Le volet portant sur l'analyse numérique a permis de définir les frontières de l'ensemble regroupant les **réponses biomécaniques du cerveau** minimales et maximales des joueuses et des joueurs de soccer et d'identifier les réponses biomécaniques associées à un TCCL. L'analyse numérique a aussi permis d'identifier les réponses biomécaniques appropriées, soit les contraintes de von Mises et de cisaillement, d'observer les limites des critères de blessure employés dans l'analyse numérique et de constater l'influence du type d'accélération à la tête sur le risque de TCCL au soccer.

Les résultats des travaux de recherche semblent montrer que les contraintes de von Mises et de cisaillement sont pertinentes dans l'étude du risque de TCCL au soccer. En effet, ces réponses biomécaniques ont permis d'observer des sollicitations considérables à travers le tissu nerveux du cerveau. Ces contraintes ont aussi été mises de l'avant dans la littérature, soit par Baumgartner et Willinger (2005) qui ont observé une meilleure corrélation entre les blessures à la tête et la contrainte de von Mises et par Zhang et al. (2004) qui ont identifié la contrainte de cisaillement comme meilleur prédicateur de TCCL. De manière générale, la contrainte de cisaillement a permis d'observer un taux de dommage plus élevé.

Les définitions des critères de blessure tirées de l'analyse numérique ne semblent toutefois pas adaptées aux risques de TCCL au soccer. Parmi les impacts à la tête simulés pour l'étude des accélérations extrêmes, les réponses biomécaniques aux frontières maximales (voir

Figure 4.22) ont dépassé les seuils risque associés à des blessures variant d'un risque de 50 % de souffrir d'un TCCL à une blessure à la tête sévère, et ce, sans être associés à un diagnostic de TCCL. Le faible taux de diagnostic de TCCL lors de la pratique d'un sport peut expliquer en partie ces résultats (Harmon et al., 2013), mais les définitions des critères de blessure de l'analyse numérique peuvent aussi justifier ces résultats. Par exemple, Yao et al. (2006) rapportent un TCCL à partir de 12 kPa pour la contrainte de von Mises, tandis que Willinger et al. (2000) suggèrent plutôt 20 kPa. Cette observation est aussi supportée par Post et Hoshizaki (2012) qui mentionnent que les critères de blessure reliés à l'analyse numérique sont principalement limités par les méthodologies expérimentales employées lors de leur développement. Ces résultats remettent de l'avant la pertinence de combiner au moins deux indicateurs de risque de TCCL. L'analyse simultanée des réponses biomécaniques et de la cinématique aurait permis d'identifier un risque de TCCL auprès de la joueuse ayant souffert d'un TCCL ainsi que des participants présentant des accélérations et contraintes élevées. Ces participants auraient été référés à l'équipe médicale qui aurait pu utiliser un outil de diagnostic, comme le SCAT5 pour une évaluation à titre préventif (McCroly et al., 2017).

Les résultats du projet ont permis d'observer que l'accélération angulaire semble être suffisante pour l'analyse numérique des impacts à la tête au soccer. En effet, les accélérations linéaires et angulaires ont eu une influence différente sur les réponses biomécaniques. Par exemple, les contraintes ont été considérablement différentes avec des écarts de plus de 55 % lors d'impacts ayant des accélérations linéaires similaires (écart 0 %), mais des accélérations angulaires différentes (écart 71 %) (voir Tableau 4.18). Cette tendance a aussi été observée entre les impacts n°2 et n°3 de l'étude de cas du TCCL qui ont présenté des écarts de contraintes de plus de 53 % pour des accélérations linéaires similaires (écart 2 %) et des accélérations angulaires différentes (58 %). Cependant, les contraintes ont été similaires avec moins de 8 % d'écart lors d'impacts ayant des accélérations linéaires différentes (écart 18 %), mais des accélérations angulaires similaires (écart 4 %) (voir Tableau 4.18). Les résultats rapportés par Beckwith et al. (2018) et Zhang et al. (2004) vont aussi en ce sens. Beckwith et al. (2018) ont observé une meilleure corrélation entre la contrainte de von Mises et l'accélération angulaire que l'accélération linéaire. Zhang et al. (2004) ont également

identifié une bonne corrélation entre la contrainte de cisaillement et l'accélération angulaire, sans toutefois observer une relation significative avec l'accélération linéaire. La vitesse angulaire a aussi été identifiée comme le facteur ayant le plus d'influence sur les réponses biomécaniques (voir Figure 5.2). Ce résultat a entraîné la réalisation des simulations complémentaires, soit les simulations incluant l'accélération linéaire seule et l'accélération angulaire seule qui ont permis de confirmer que l'accélération angulaire semble être suffisante pour décrire le comportement biomécanique du cerveau lors d'impacts à la tête au soccer.

Les TCCL dans le sport sont particulièrement complexes par l'intervention simultanée de différents facteurs de risque liés à l'athlète et à son environnement. Les questions de recherche de ce projet ont permis d'étudier les indicateurs de risque de TCCL et leurs facteurs d'influence dans le but d'améliorer la compréhension du risque de TCCL lors de la pratique du soccer. La cinématique de la tête semble être l'indicateur de risque de TCCL principal qui devrait être combiné à un second indicateur, soit l'activité électrique cérébrale ou les réponses biomécaniques telles que les contraintes de von Mises ou de cisaillement. Cependant, à ce jour, ces indicateurs de risque de TCCL n'offrent pas de systèmes d'analyses simples et rapides aidant les entraîneurs ou les équipes médicales à cibler les athlètes qui pourraient être à risque de souffrir d'un TCCL. Une réflexion sur les technologies actuelles et les méthodologies d'acquisition employées au cours de ces travaux de recherche est donc pertinente.

Pour la **cinématique de la tête**, les paramètres-clés du bandeau instrumenté du SIM-G identifié auprès des joueuses et joueurs de soccer ont été le confort et l'esthétique. Les deux paramètres sont primordiaux pour la collaboration des athlètes. Le confort est un paramètre de base dans le développement d'un produit, mais pour le contexte sportif, il devient essentiel. Par exemple, les athlètes ne doivent pas être distraits par l'instrument de mesure. Si l'instrument est amovible, ce dernier doit pouvoir s'installer rapidement et rester en place. Le soccer ne requiert pas le port de casque de protection comme le football, alors le choix du type de capteurs, soit amovible ou fixe, peut être complexe. Les bandeaux instrumentés,

comme ceux utilisés dans ce projet de recherche, sont une bonne avenue par leur simplicité et leur utilisation fréquente auprès des athlètes aux cheveux longs. Toutefois, un ajustement général établi par le choix d'une taille « petit », « moyen », « grand » n'est pas idéal. Un ajustement supplémentaire à l'aide de boucles de réglage devrait être disponible afin de personnaliser la taille des bandeaux. Les capteurs disposés directement sur la peau sont aussi une autre option, comme le xPatch (X2 biosystem) (Lynall et al., 2016; McCuen et al., 2015). Toutefois, les adhésifs utilisés doivent être suffisamment collants pour résister à la sueur sans causer un inconfort lors des mouvements (Lynall et al., 2016; McCuen et al., 2015). La région ciblée pour apposer les capteurs doit aussi être uniformisée. En effet, Lynall et al. (2016) ont posé les capteurs derrière l'oreille droite, tandis que McCuen et al. (2015) ont utilisé l'arrière de l'oreille droite et gauche. L'esthétique est un paramètre parfois difficile à prévoir, car il dépend de l'âge et du sexe des athlètes. Dans le cadre de ce projet de recherche, les joueuses n'ont pas présenté de réticence envers le port des bandeaux, alors que les joueurs n'ayant pas les cheveux longs ont rapporté une certaine gêne à porter le bandeau. Hanlon et Bir (2012) ont aussi perçu cette problématique en utilisant des capteurs à l'intérieur de bandeaux commercialisés pour la protection des TCCL. Ces bandeaux sont grossiers comparés aux bandeaux utilisés dans le projet de recherche, mais plutôt composés de coussins qui les rendent imposants. C'est pour cette raison que Hanlon et Bir (2012) ont réalisé leurs acquisitions uniquement en séance d'entraînement, car les joueuses ont été réticentes à porter le bandeau lors des matchs de compétition. Pour les responsables des instruments de mesure, les paramètres-clés identifiés ont été la résistance du capteur, la simplicité de mise en marche et d'utilisation ainsi que le besoin d'outils d'interprétation des données. Les capteurs utilisés au Canada doivent être résistants aux intempéries, telles que la pluie et la neige, justifiées par la pratique du soccer extérieur entre les mois d'avril et de novembre. Les capteurs doivent aussi être résistants aux chocs, car comme dans ce projet, les bandeaux amovibles peuvent être manipulés et laissés tombés au sol par les participants. La simplicité de mise en marche et d'utilisation concerne le capteur et l'ensemble des équipements reliés à la mesure de la cinématique de la tête. Par exemple, la collecte des données peut être réalisée à l'aide d'un équipement, comme le SKYi (voir Figure 3.3), ou à l'aide d'un logiciel nécessitant un ordinateur portable. Les deux types de collectes ont été

expérimentés au cours du projet de recherche et l'utilisation d'un ordinateur portable est non seulement encombrant pour le personnel, mais les intempéries complexifient grandement son utilisation. Toutefois, l'accès aux données en temps réel de jeu peut être limité par les équipements en comparaison aux ordinateurs portables, puisque ces équipements ont pour objectif d'enregistrer les données et non de les lister. L'accès à une application de téléphone cellulaire ou à une application intégrée dans les équipements est donc essentiel. L'application doit permettre un accès complet aux impacts enregistrés et un support simplifiant l'interprétation des données cinématiques. Par exemple, un support visuel comme un graphique similaire à la Figure 4.5 permettant d'identifier rapidement les athlètes qui ont subi plusieurs impacts depuis le début de la saison ainsi que les impacts au-dessus des divers seuils de risque serait une option. L'emploi universel de la cinématique comme un indicateur de risque de TCCL signifie que les équipes de soccer, de niveau élite comme amateur, utilisent ces instruments de mesure. C'est pourquoi l'ensemble des équipements et capteurs doit être abordable.

Pour l'**activité électrique cérébrale**, les paramètres-clés identifiés ont été la simplicité de mise en marche et d'utilisation de l'instrument de mesure, l'environnement des acquisitions, le type de mesure et la nécessité de développer des outils d'interprétation de données. Les instruments de mesure tels que le Muse peuvent être considérés comme simple d'utilisation, et ce, particulièrement lorsque les paramètres restrictifs sont l'environnement et le temps des acquisitions. En plus de se transporter facilement, les dimensions du Muse (voir Tableau 3.5) permettent de l'utiliser dans un espace restreint et les électrodes sèches offrent une installation rapide sur la tête des athlètes. Malgré ces avantages, les acquisitions de l'activité électrique cérébrale peuvent être complexes. Le Muse est d'abord un outil technologique commercialisé pour l'apprentissage de la méditation et non pour des mesures sur le terrain. Les applications de téléphone cellulaire et les logiciels développés pour l'utilisation du Muse ne sont donc pas adaptés pour les mesures combinant simultanément plusieurs instruments de mesure. L'utilisation de l'application de téléphone cellulaire a donc nécessité cinq téléphones cellulaires, soit un pour chaque Muse. Une autre option d'acquisition était offerte, soit un logiciel disponible sur un ordinateur portable, mais l'enregistrement des acquisitions devait

être démarré au même moment. Comme les cinq participants sélectionnés n'étaient pas disponibles au même moment, les délais d'acquisitions auraient été trop importants pour conserver la collaboration des participants tout au long du projet. C'est pourquoi l'application de téléphone cellulaire a été priorisée. L'environnement des acquisitions a été un élément important qui a permis d'identifier les limites des mesures réalisées directement sur le terrain. Certains terrains de soccer disposent de vestiaires, de gymnases ou de corridors (voir Figure 5.3 A) disponibles pour réaliser les acquisitions. Par conséquent, les acquisitions ont été réalisées en fonction des espaces disponibles où les distractions sonores et visuelles ne peuvent pas être contrôlées. Certains terrains de soccer ne sont pas munis d'endroit permettant d'effectuer les acquisitions. Dans ce cas, les acquisitions ont été réalisées à l'extérieur, comme présenté à la Figure 5.3 B.

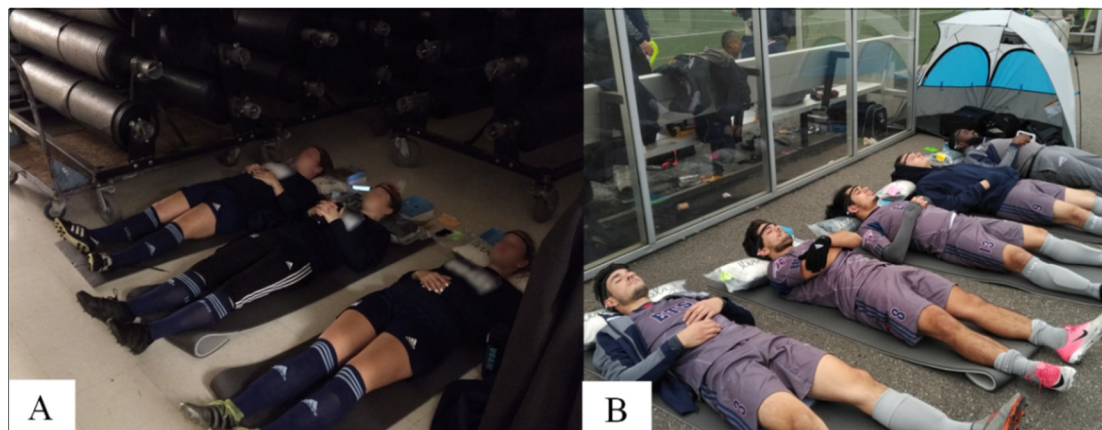


Figure 5.3 Exemple d'environnement pour l'acquisition de l'activité électrique cérébrale des A- joueuses installées dans un espace de rangement situé dans un corridor et B- joueurs à l'extérieur

Pour ce projet de recherche, le type de mesure de l'activité électrique cérébrale réalisée directement sur le terrain, soit au repos ou à l'aide de stimuli visuels ou auditifs, a été limité par la durée des acquisitions. Les matchs de compétition ont été joués lors des soirs de semaines et des fins de semaine. Par conséquent, les joueuses et les joueurs ont été réticents à rester après les matchs de compétition pour réaliser les acquisitions. C'est pourquoi les acquisitions au repos ont été favorisées aux acquisitions comportant des stimuli visuels ou auditifs, puisque ces acquisitions augmentent la durée de préparation des participants, les

délais entre les participants et, par le fait même, la durée totale des acquisitions. La période de 5 minutes des acquisitions au repos et avec les yeux fermés semble être un compromis entre la conservation de la motivation des participants et la mesure d'un signal électrique stable en évitant la somnolence des participants, tel que rapporté par van Diessen et al. (2015). Concernant l'évaluation du risque de TCCL à l'aide de l'activité électrique cérébrale mesuré sur le terrain, ces travaux de recherche ont mis de l'avant le manque d'outils permettant l'analyse rapide et l'interprétation des résultats. La mesure de l'activité électrique cérébrale génère un nombre considérable de données à analyser pour chaque athlète. Une analyse automatique du signal électrique incluant l'identification des artéfacts peut être réalisée en partie à l'aide de logiciels ou d'applications en libre accès nécessitant un ordinateur portable, tel que Brainstorm utilisé dans ce projet. Toutefois, le signal électrique varie entre les athlètes et entre les séances d'acquisition. Par exemple, les artéfacts causés par le mouvement des yeux ou les muscles se produisent de manière aléatoire et non contrôlé par les athlètes (Scally et al., 2018; van Diessen et al., 2015). Par conséquent, les artéfacts doivent être validés manuellement. L'analyse du signal électrique peut être longue et nécessite une connaissance minimale des artéfacts. Ainsi, l'activité électrique cérébrale pourrait être considérée comme un indicateur rapide de risque de TCCL sur le terrain uniquement lorsque les instruments de mesure, tels que le Muse, pourront mesurer le signal électrique, identifier les artéfacts et analyser le signal électrique à l'aide d'algorithmes fiables sous forme d'application de téléphone cellulaire ou de dispositif abordable.

Pour l'analyse numérique, le paramètre-clé est principalement l'accès rapide aux résultats des **réponses biomécaniques du cerveau** qui est limité par les mesures de la cinématique de la tête, la disponibilité des ressources matérielles nécessaires pour effectuer les simulations et au temps considérable des simulations. Les réponses biomécaniques pourront être utilisées comme un indicateur de risque de TCCL seulement lorsque des outils d'interprétation simple et rapide seront disponibles. Ces outils d'interprétation pourraient être développés selon le schéma proposé à la Figure 5.4. L'étape initiale consiste à effectuer un grand nombre de simulations d'impacts à la tête, sans diagnostic de TCCL et ayant causé un TCCL, lors de la pratique du soccer à l'aide de MÉF personnalisé et générique (McAllister et al., 2012). Les

MÉF personnalisés permettent d'améliorer la précision de la prédiction des régions les plus sollicitées, tandis que le MÉF générique comme celui utilisé dans le projet de recherche permet d'estimer les résultats pour une population générale. Ces simulations permettent d'établir les ensembles de données regroupant les valeurs des réponses biomécaniques qui sont associées ou non à un TCCL en fonction des courbes d'accélération de la tête (voir Figure 5.4 encadré orange). Ensuite, le développement d'un outil d'interprétation, comme une application ou un logiciel, devrait permettre d'identifier les similitudes entre la cinématique de la tête mesurée directement sur le terrain et les courbes d'accélération utilisées pour créer les ensembles des valeurs des réponses biomécaniques. La SPM1D employée dans ce projet est une analyse statistique pertinente puisqu'elle permet de comparer simultanément plusieurs distributions de courbes d'accélération. La courbe d'accélération sélectionnée est celle qui démontre la meilleure ressemblance à celle mesurée sur le terrain comme présenté à l'encadré vert de la Figure 5.4. Les courbes correspondent à l'accélération angulaire résultante de l'impact n°4 de la joueuse ayant souffert d'un TCCL (en rose) et d'un impact simulé pour l'étude des accélérations extrêmes (en bleu). La courbe d'accélération en bleu permet donc d'estimer une valeur des réponses biomécaniques sans délai ou ressources matérielles importantes (voir Figure 5.4 encadré orange). De plus, l'analyse des courbes d'accélération angulaires est suffisante, sachant qu'elles permettent de bien décrire le comportement biomécanique du cerveau au soccer sans la contribution des accélérations linéaires. Finalement, les réponses biomécaniques associées à la courbe d'accélération angulaire sélectionnée permettent l'évaluation du risque de TCCL à l'aide des courbes ou des surfaces de risque de TCCL (voir Figure 5.4 encadrés rose). Pour les courbes de risque, les définitions des critères de blessure d'analyse numérique de la littérature devraient toutefois être adaptées au soccer. Les surfaces de risque de blessure pourraient aussi être envisagées entre la cinématique et les réponses biomécaniques, sachant que l'utilisation d'un seul indicateur de risque de TCCL ne semble pas être suffisant pour l'étude du risque de TCCL au soccer.

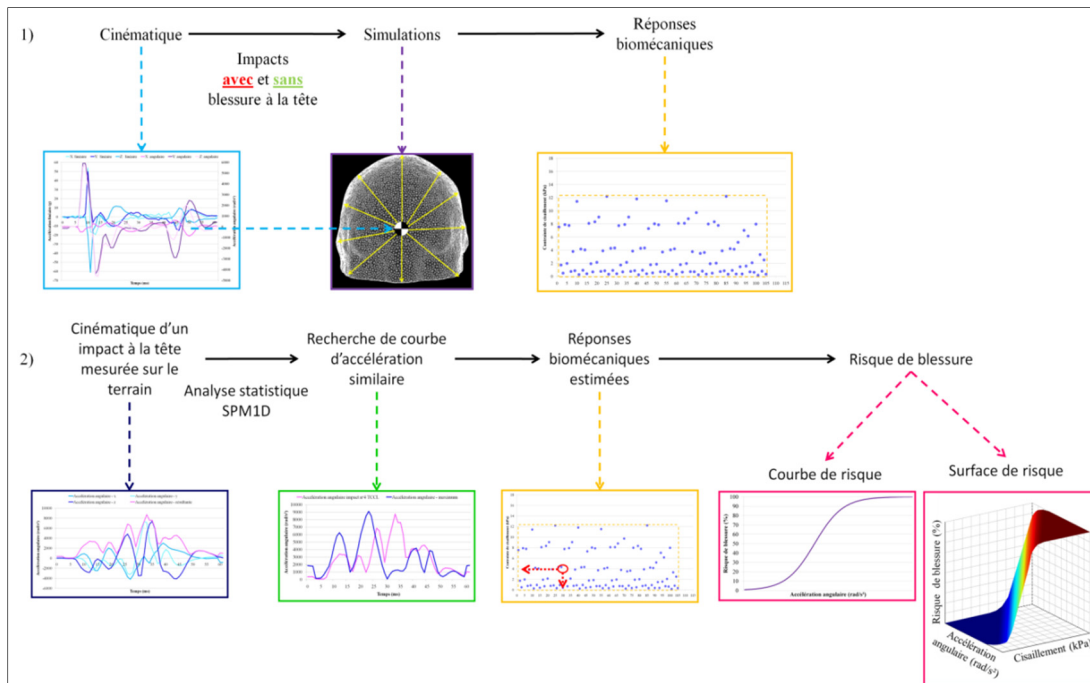


Figure 5.4 Développement proposé des outils d'interprétation pour l'analyse numérique

Globalement, la réflexion sur les technologies actuelles semble mettre de l'avant l'activité électrique cérébrale comme indicateur de risque de TCCL complémentaire à la cinématique de la tête. Le développement technologique associé à l'activité électrique cérébrale semble moins laborieux que l'analyse numérique. Par exemple, la phase de personnalisation des MÉF de la tête nécessite la collecte de multiples données de participants et spécifiquement des athlètes évoluant dans les sports comme le soccer, le football ou le hockey. Les MÉF génériques développés par la suite permettraient d'estimer les réponses biomécaniques du cerveau, tandis que l'activité électrique cérébrale est particulière à l'athlète. Les mesures de l'activité électrique cérébrale réalisées en début de saison à titre de contrôle pour l'ensemble des athlètes peuvent sembler considérables, mais les mesures subséquentes lors des matchs de compétition seraient uniquement chez les athlètes dont un risque de TCCL est soupçonné. Un autre élément important privilégiant l'activité électrique cérébrale est que son analyse permet aussi de tenir compte des impacts multiples lors d'un match de compétition en comparaison à l'analyse numérique qui offre la simulation individuelle des impacts.

La discussion sur les indicateurs de risque de TCCL et les facteurs d'influence ainsi que la réflexion sur les technologies actuelles et les méthodologies d'acquisition du projet ont permis d'aborder les limites du projet de recherche. Ces limites concernent le contrôle de l'environnement des acquisitions terrain, les caractéristiques des instruments de mesure et les méthodologies de développement des critères de blessure. Les acquisitions de terrain ont été réalisées à l'extérieur, ce qui ne permet pas le contrôle des paramètres tels que la température, la vitesse du vent, la qualité de la surface des terrains pour la cinématique de la tête ainsi que les distractions sonores et visuelles pour l'activité électrique cérébrale. Le nombre de participants et le nombre de séances d'acquisition ont aussi été des limites du projet. Le nombre de participants cible principalement les joueuses, puisque le nombre minimal pour chacune des populations devait être de 10 et seulement 6 joueuses ont participé au projet de recherche (test de puissance $\beta = 80 \%$, $\alpha = 5 \%$). Le nombre restreint de joueuses combinées au nombre important de facteurs pouvant influencer la variabilité du signal électrique limite les analyses et les interprétations des données obtenues sur l'activité électrique cérébrale. Les résultats et les analyses sur ce volet du projet de recherche doivent donc être considérés comme préliminaires. Le nombre d'électrodes, soit deux frontales et deux temporales, utilisées lors des acquisitions de l'activité électrique cérébrale semble être adéquat. Cependant, l'analyse numérique semble suggérer des électrodes supplémentaires disposées au niveau du lobe pariétal. En effet, le Muse possède des électrodes frontales et temporales (voir Figure 3.5), toutefois les sollicitations les plus importantes ont été identifiées au lobe frontal et au lobe pariétal. Des électrodes supplémentaires comme P3 et P4 (voir Figure 3.5) seraient donc appropriées. De plus, un nombre plus important d'électrodes disposé en fonction des lobes cérébraux permettrait aussi de cibler certaines ondes cérébrales. Par exemple, des électrodes disposées au niveau du lobe occipital permettent d'étudier l'onde alpha. Aussi, le nombre d'électrodes a limité les analyses statistiques de l'activité électrique cérébrale. Pour chaque séance d'acquisition, seulement quatre données par participant étaient disponibles, ce qui a restreint le nombre de comparaisons possibles entre les séances d'acquisition. Pour la méthodologie de développement des critères de blessure, le 99^e percentile a été utilisé pour identifier les TCCL potentiels. Le 99^e percentile peut être une valeur conservatrice considérant que plus de

50 % des TCCL ne sont pas diagnostiqués lors de la pratique d'un sport (Harmon et al., 2013). Pour contrer cette limite, l'acquisition de la cinématique de la tête de joueuses et joueurs de soccer doit être réalisée à grande échelle pour obtenir davantage de données associées aux TCCL.

CONCLUSION

La littérature sportive actuelle présente différentes méthodologies d'analyses employées comme indicateur de risque de TCCL. Cependant, la complexité des mécanismes lésionnels des TCCL ne permet pas d'observer un consensus envers un indicateur spécifique pour l'évaluation du risque de TCCL. L'objectif principal de ce projet de recherche a donc été d'étudier différents indicateurs de risque de TCCL, dont la cinématique de la tête, l'activité électrique cérébrale et les réponses biomécaniques du cerveau chez des joueuses et joueurs de soccer de niveau semi-professionnel. La méthodologie expérimentale, numérique et statistique a permis de répondre aux deux questions de recherche auprès des deux populations, soit une équipe féminine évoluant en première division universitaire et masculine évoluant en deuxième division universitaire.

La cinématique de la tête des participants a été mesurée au cours de la saison de soccer à l'aide d'un bandeau instrumenté du SIM-G. Les données cinématiques ont été confrontées aux critères de blessure du football établis par Pellman et al. (2003), Zhang et al. (2004), Rowson et Duma (2011) et Rowson et al. (2012). Les données cinématiques ont aussi été utilisées pour développer les premiers critères de blessure spécifiquement pour le soccer. Cependant, l'emploi d'un critère de blessure basé uniquement sur la cinématique de la tête ne semble pas être suffisant pour décrire le risque de TCCL au soccer. La cinématique de la tête des participants a permis d'identifier les facteurs qui peuvent engendrer un risque élevé de TCCL, dont les matchs de compétition, les techniques de tête, les paramètres physiques de ballons de soccer, la température, le temps de jeu et les accélérations angulaires. Les facteurs environnementaux semblables entre les deux équipes participantes ont permis de comparer la cinématique de la tête des deux populations et d'observer que les paramètres anthropométriques du segment tête-cou ont semblé entraîner un plus grand risque de TCCL chez les joueuses que chez les joueurs de soccer. L'activité électrique cérébrale a été mesurée au repos à la fin des matchs de compétition à l'aide du Muse composé de quatre électrodes sèches. Ces acquisitions semblent montrer un lien entre les variations de l'activité électrique cérébrale et le nombre d'impacts à la tête ainsi que l'état psychologique des participants, ce

qui permet de prioriser les analyses individuelles. La pertinence de la méthodologie développée pour les mesures réalisées sur le terrain a aussi été confirmée de même que l'identification des paramètres-clés favorisant le succès des acquisitions terrains. Les réponses biomécaniques de la tête engendrées par les accélérations extrêmes et les accélérations reliées au diagnostic de TCCL ont été calculées à l'aide d'un MÉF détaillé de la tête. L'analyse numérique a permis de constater que l'accélération angulaire de la tête peut décrire le comportement biomécanique du cerveau et donc, que l'accélération angulaire est suffisante pour étudier les réponses biomécaniques du cerveau. Les réponses biomécaniques calculées ont aussi permis de constater que les critères numériques de blessures à la tête de la littérature ne sont pas adaptés pour le soccer en raison des définitions qui varient largement en fonction des études. Les analyses des indicateurs de risque de TCCL ont semblé montrer que l'évaluation du risque de blessure lors de la pratique du soccer ne peut pas être réalisée à l'aide d'un seul indicateur de risque de TCCL. La combinaison d'au moins deux indicateurs de risque de TCCL, soit l'indicateur principal étant la cinématique de la tête combinée à l'activité électrique cérébrale ou aux réponses biomécaniques, semble toutefois appropriée pour l'évaluation du risque de TCCL au soccer.

Ce projet de recherche se distingue par l'étude simultanée de plusieurs indicateurs de risque de TCCL et de leurs facteurs d'influence dans le but de cibler l'indicateur de risque permettant de mieux identifier le risque de TCCL au soccer. Ce projet de recherche est le premier à proposer un critère de blessure spécifique au soccer, à étudier les changements de l'activité électrique cérébrale au cours d'une saison de soccer et à s'intéresser aux réponses biomécaniques du cerveau reliées aux impacts à la tête au soccer. Les travaux de recherche s'illustrent aussi par la proposition d'une alternative aux critères de blessure, soit un diagramme des facteurs de risque de TCCL permettant de caractériser les situations comportant un risque élevé de TCCL. Ce projet de recherche a suscité une réflexion auprès des technologies actuelles mettant de l'avant le manque d'instruments et d'outils qui permettent de mesurer, d'analyser et d'interpréter les données générées par les indicateurs de risque. Les instruments et les outils reliés aux indicateurs de risque de TCCL dépendent principalement des entreprises qui les développent et les commercialisent. Toutefois, les

ligues professionnelles, les fédérations de même que les gouvernements, qui conscientisent déjà les athlètes aux risques de TCCL, devraient aussi s'impliquer dans le développement et l'implantation uniformisée d'instruments de mesure et d'outils d'analyse, sachant que plus de 50 % des TCCL ne sont pas diagnostiqués lors de la pratique d'un sport et que ces blessures engendrent des conséquences auprès des athlètes et de la société à court et à long terme.

RECOMMANDATIONS

Le présent projet de recherche a permis d'améliorer les connaissances entourant le risque de TCCL lors de la pratique du soccer. Toutefois, le manque apparent de données cinématiques de la tête et d'activité électrique cérébrale mesurées sur le terrain ainsi que l'absence d'étude dans la littérature actuelle sur les réponses biomécaniques du cerveau causées par les impacts au soccer souligne l'importance de poursuivre ces travaux de recherche. Ce constat a donc permis de dégager différentes recommandations, soit :

- cibler, au cours de plusieurs saisons, de nouvelles populations de joueuses et de joueurs adultes afin d'étudier les relations entre la cinématique de la tête, les changements d'activité électrique cérébrale et les réponses biomécaniques du cerveau à court, moyen et long terme ;
- inclure des populations d'athlètes mineurs dans le but d'étudier les effets des impacts à la tête et des TCCL sur la régulation hormonale et le développement cognitif ;
- étudier de nouveaux facteurs d'influence sur les indicateurs de risque de TCCL dont la mesure du taux de glycémie et l'apport d'électrolytes pour contrer les effets de la fatigue, soit un facteur qui a semblé présenter une influence dans ce projet de recherche ;
- utiliser conjointement le diagramme des facteurs de risque de TCCL et le SCAT5 afin d'identifier le risque de TCCL qui pourrait être négligé par les athlètes ;
- étudier des méthodes complémentaires aux critères de blessure pour l'analyse numérique, telles que l'évaluation du taux de dommage en fonction des substances, des lobes et des régions critiques du cerveau ;
- développer de nouveaux types de critères de blessure à la tête combinant non seulement les accélérations de la tête, mais aussi le nombre d'impacts à la tête. Ces critères de blessures devraient aussi être développés conjointement avec un autre indicateur de risque de TCCL, soit l'activité électrique cérébrale ou l'analyse numérique ;

- développer et adapter des instruments de mesure, des outils d'analyse et d'interprétation pour les indicateurs de risque de TCCL en fonction des paramètres et des limites identifiés par les travaux de recherche actuels ;
- étudier les différentes données complémentaires qui n'ont pas été analysées au cours de ce projet de recherche comme le mouvement et les angles de la cinématique de la tête. Les données cinématiques des 363 impacts à la tête mesurées dans ce projet peuvent aussi permettre de réaliser les simulations numériques et de générer de nouvelles réponses biomécaniques pour le développement d'un outil d'analyse et d'interprétation numérique. Pour l'activité électrique cérébrale, les mesures réalisées chez les joueurs n'ont pas été analysées de même que les mesures en entraînements des joueuses. L'analyse de ces données peut offrir des informations supplémentaires concernant la variation de l'activité électrique cérébrale entre les matchs de compétition et les entraînements d'une part, et entre les joueurs et joueuses de soccer d'autre part.

ANNEXE I

DÉFINITION DES TYPES D'IMPACTS SPÉCIFIQUES AU SOCCER

Techniques de tête

Action volontaire de rediriger le ballon avec la tête.

- Saut : le joueur n'a aucun pied au sol, voir Figure A- I-1 ;
- Stable : le joueur a les deux pieds au sol et n'est pas en mouvement, voir Figure A- I-2 ;
- Changement de direction : le joueur effectue un mouvement de rotation avec sa tête lors de l'impact avec le ballon. Le joueur peut avoir un ou deux pieds au sol, voir Figure A- I-3 ;
- Déséquilibre : le joueur peut avoir un pied au sol ou être en mouvement lors de l'exécution de la technique de tête, ce qui le rend instable, voir Figure A- I-4.

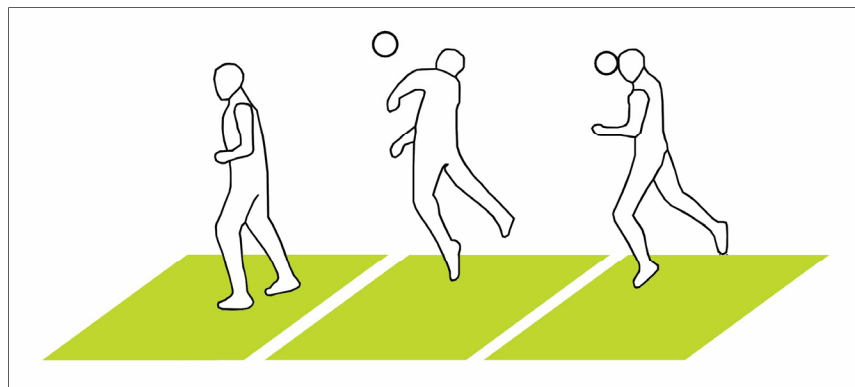


Figure A- I-1 Technique de tête : saut
Tirée de Talk Football (2016)

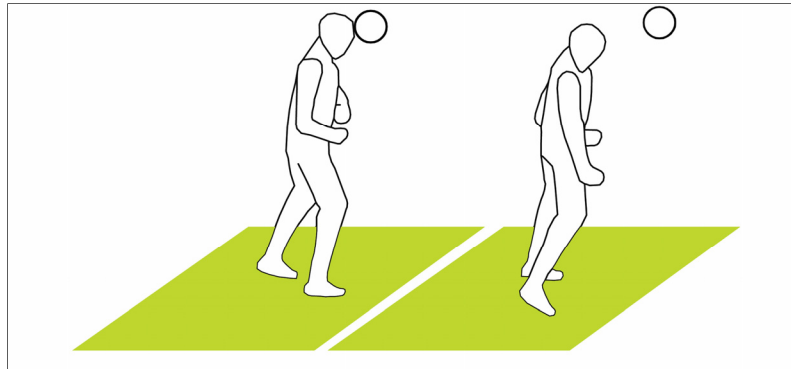


Figure A- I-2 Technique de tête : stable
Tirée de Talk Football (2016)

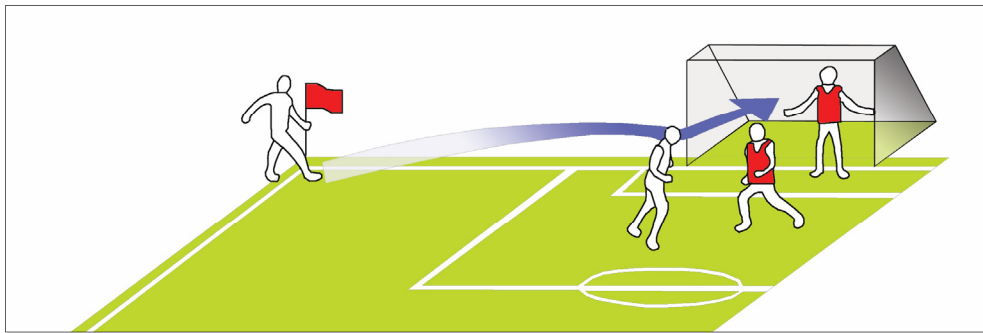


Figure A- I-3 Technique de tête : changement de direction
Tirée de Talk Football (2016)



Figure A- I-4 Technique de tête :
déséquilibre
Tirée de Talk Football (2016)

Impacts involontaires

- Contact entre joueurs : contact physique entre les joueurs de soccer ;
- Ballon visage : contact involontaire entre le joueur et le ballon au niveau du visage (ou de la tête) ;
- Contact ballon : contact volontaire entre le joueur et le ballon peut être fait avec le pied ou la poitrine (pied-visage) ;
- Courses : accélération ou décélération lors d'une course ;
- Chute au sol : joueur trébuchant seul ou à la suite d'un contact physique avec un autre joueur ;
- Déséquilibre : instabilité du joueur.

ANNEXE II

FICHES D'INFORMATIONS SUR LES PARTICIPANTS

Tableau-A II-1 Fiche d'admissibilité du participant
Tirée de Lecours (2017, p. 161)

Prénom et Nom				
Blessures actuelles	Cou <input type="checkbox"/>	Dos <input type="checkbox"/>	Autre _____	Aucune <input type="checkbox"/>
Traumatisme crânien léger (Commotion cérébrale)	Oui <input type="checkbox"/>		Non <input type="checkbox"/>	
Plus de 2 saisons comme joueur officiel	Oui <input type="checkbox"/>		Non <input type="checkbox"/>	
Note : Si un participant est exclu de ce projet de recherche, la fiche complétée sera détruite				

Tableau-A II-2 Fiche d'informations sur le participant
Tirée de Lecours (2017, p. 161)

Identifiant (#)	
Sexe (F/M)	
Poids (livres)	
Taille (m)	
Âge	
Rôle du joueur (Défense, Milieu, Attaquant)	
Position (Centre, Ailiers)	
Niveau de compétition (local, A, AA, AAA)	
Nombres d'années d'expériences	

Tableau-A II-3 Données anthropométriques du segment tête-cou
Tirée de Lecours (2017, p. 162)

Identifiant (#)	
Circonférence de la tête (mm)	
Circonférence (mm)	
Largeur (mm)	
Longueur (mm)	
Profondeur (mm)	

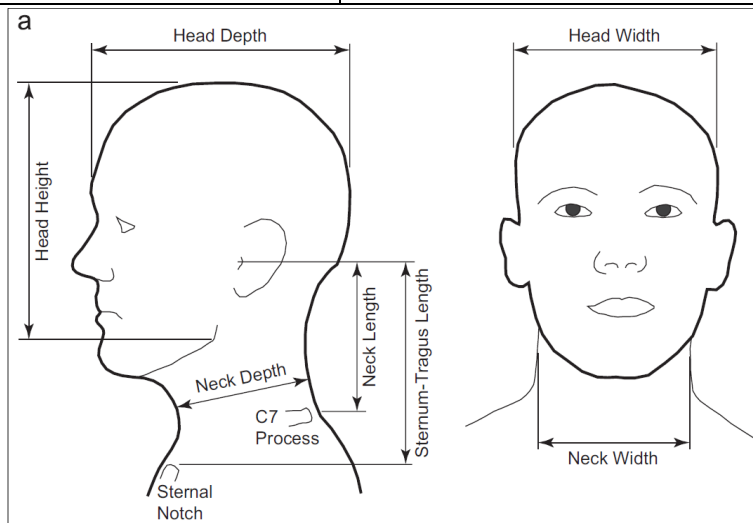


Figure A- II-1 Mesures anthropométrique du segment tête-cou
Tirée de Vasavada et al. (2008)

Tableau-A II-4 Attribution du SIM-G
Tirée de Lecours (2017, p. 162)

Identifiant (#)	
Numéro SIM-G	
Taille du bandeau (S, M, L)	

ANNEXE III

FICHES DES SÉANCES D'ACQUISITION

Tableau-A III-1 Fiche d'informations sur la séance d'acquisition
Tirée de Lecours (2017, p. 163)

Séance d'acquisition (#)	
Type de séance (Entraînement ou Match de compétition)	
Date de la séance: (JJ, MM, AAAA)	
Température de l'air ambiant (°C)	
Type de terrain (Naturel ou Synthétique)	
Heure de Début	
Heure de Fin	

Tableau-A III-2 Fiche d'informations sur les ballons utilisés lors de la
séance d'acquisition
Tirée de Lecours (2017, p. 163)

Pression (Bar)		
Masse (g)		
Circonférence (mm)		

ANNEXE IV

VALIDATION DES INSTRUMENTS DE MESURE

SIM-G

Les informations retrouvées concernant le SIM-G sont reprises du projet de recherche de maîtrise (Lecours, 2017). Le SIM-G, inséré à l'intérieur d'un bandeau ceinturant la tête, a été validé par le Neurotrauma Impact Science Laboratory de l'Université d'Ottawa avec une tête de mannequin Hodgson-WSU du National Operating Committee on Standards for Athletic Equipment et un cou de mannequin Hybrid III (Anna Oeur et al., 2016; Karton et al., 2016). Un système de pendule simple a été utilisé pour générer les impacts à la tête du mannequin. La tête du mannequin est composée de neuf accéléromètres. Les accélérations mesurées au centre de gravité de la tête du mannequin ont ensuite été comparées aux accélérations mesurées par le SIM-G. Le coefficient de corrélation entre le bandeau instrumenté du SIM-G et la tête du mannequin était supérieur à 0,90 pour les accélérations linéaires et les accélérations angulaires (Karton et al., 2016). L'erreur quadratique moyenne normalisée maximale obtenue a été de 12 % (Triax Technologies inc., 2014).

Muse

Le Muse a été validée lors d'études portant sur le potentiel évoqué ainsi que l'état de repos. Concernant le potentiel évoqué, un groupe de participants ont porté le Muse et un autre groupe de contrôle ont porté un système EEG (ActiChamp) composé de 64 électrodes lors d'un test nommé paradigme Oddball. Un sous-groupe de contrôle a été créé en utilisant uniquement les mêmes électrodes que le Muse. Lors des essais, des balles de couleur bleue et de couleur verte ont été montrées aux participants. Ces derniers devaient compter le nombre de balles de couleur bleue lors de chaque essai. L'étude a ciblé l'onde cérébrale d'amplitude positive qui apparaît 300 ms à la suite d'un stimulus (P300) et l'onde cérébrale négative qui apparaît 200 ms à la suite d'un stimulus (N200). Les analyses statistiques ont été réalisées en comparant la moyenne maximale (intervalle de confiance de 95 %) et en effectuant le test de Student (Krigolson et al., 2017). Les résultats ont démontré que le Muse permet d'obtenir des résultats similaires aux deux groupes de contrôle, tel que présenté à la Figure-A IV-1.

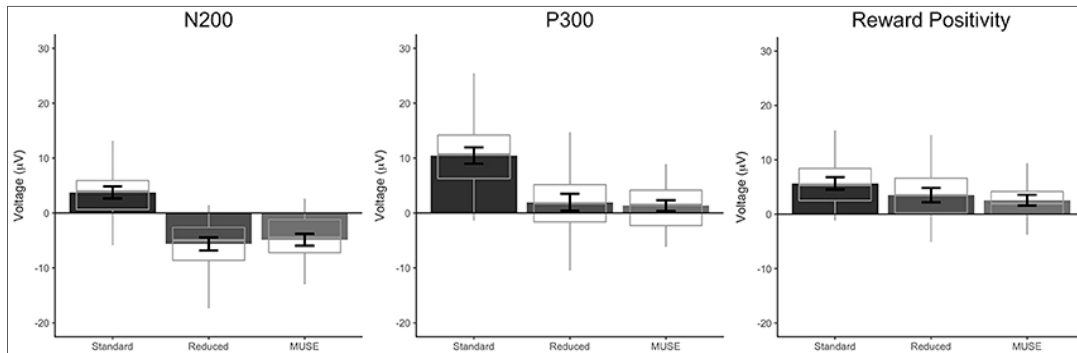


Figure-A IV-1 Amplitude moyenne de la tension (μV) avec un intervalle de 95%
Tirée de Krigolson et al. (2017, p. 7)

Concernant l'étude au repos, cinq participants ont porté quatre instruments de mesure différents (voir Tableau-A IV-1) : le Muse (Interaxon, Toronto, ON, Canada), le Mindwave (NeuroSky, San Jose, CA, États-Unis), le B-Alert X24 (Advanced brain monitoring, Carlsbad, CA, États-Unis) et le Enobio 20 (Neuroelectrics, Barcelone, Espagne). Les participants ont fait un essai d'une durée de cinq minutes les yeux ouverts durant lequel ils fixaient un point sur un écran et un essai de cinq minutes les yeux fermés (Ratti et al., 2017). Les quatre instruments de mesure ont en commun une électrode frontale, alors l'analyse du signal électrique a été réalisée avec cette électrode (voir Figure-A IV-2). L'analyse du signal électrique a été réalisée à l'aide de la densité spectrale de puissance (Welch) avec une époque de 1 s (Ratti et al., 2017). Les résultats ont démontré que le Muse permet d'obtenir des résultats de qualité acceptable (Ratti et al., 2017). Le Muse est plus pratique et permet une installation rapide, toutefois la qualité du signal électrique, principalement lors des essais les yeux ouverts, semble être réduite par la présence d'artéfact qui pourrait être causé par les électrodes sèches (voir Figure-A IV-3).

Tableau-A IV-1 Instruments de mesure pour la mesure d'activité électrique cérébrale

	Muse	Mindwave	B-Alert X24	Enobio 20
Nombre d'électrode	4	1	20	20
Fréquence d'acquisition	220 Hz	512 Hz	256 Hz	500 Hz
Type d'électrode	Sèche	Sèche	Gel	Gel

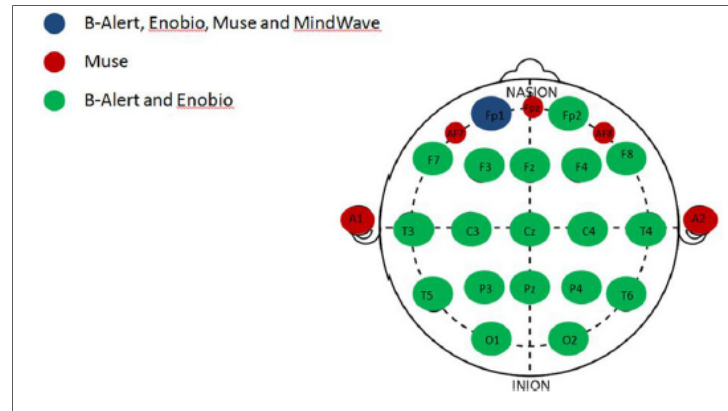


Figure-A IV-2 Présentation des électrodes des quatre instruments de mesure
Tirée de Ratti et al. (2017, p. 3)

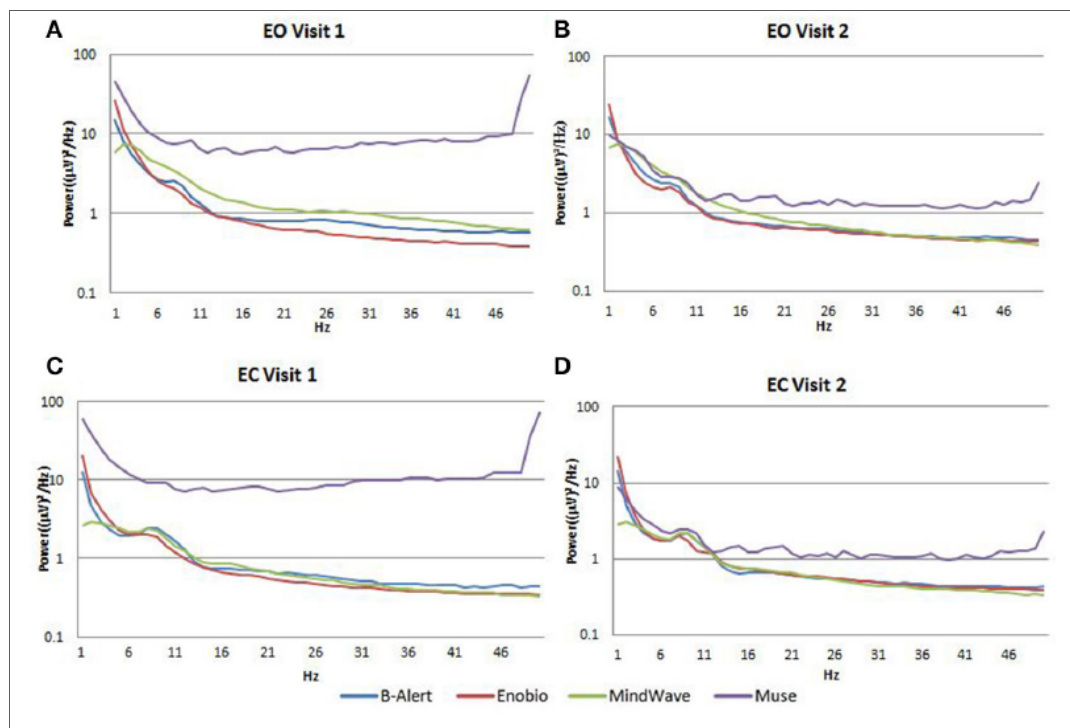


Figure-A IV-3 Densité spectrale de puissance (Welch) avec une époque de 1 s des quatre instruments de mesure
Tirée de Ratti et al. (2017, p. 5)

Un essai de faisabilité a été réalisé afin d'identifier le comportement général de l'instrument de mesure Muse en présence de bruit externe non contrôlé. L'essai a été réalisé en effectuant à 4 mesures sur un sujet au repos, tel que présenté au Tableau-A IV-2. La méthodologie

suivie est celle présentée dans ces travaux de recherche (voir 3.1.3 Acquisition d'activité électrique cérébrale). Le contact des 4 électrodes a été vérifié en tout temps et il est resté stable lors des 4 séances d'acquisition. Le traitement du signal électrique qui a été mesuré dans un environnement contrôlé et non contrôlé a permis de constater la présence de bruit important. Un exemple de puissance des électrodes TP9 et TP10 est présenté à la Figure-A IV-4. Les sommets attendus sont situés dans l'intervalle de l'onde cérébrale alpha, soit entre 8 et 13 Hz. Les sommets sont bien présents. Toutefois, les sommets avant la ligne rouge, soit l'intervalle de l'onde cérébrale delta entre 0 et 4 Hz, sont considérablement plus importants que les sommets de l'onde cérébrale alpha. Les résultats des 4 séances d'acquisition ont présenté des sommets plus élevés pour l'onde cérébrale delta.

Tableau-A IV-2 Essai de faisabilité réalisé pour le Muse

Mesure	Environnement	Type de bruit
1	Environnement non contrôlé	Aucun bruit ambiant volontaire
2	Environnement non contrôlé	Bruit ambiant volontaire et aléatoire
3	Environnement contrôlé-laboratoire de mesure EEG	Aucun bruit ambiant volontaire
4	Environnement contrôlé-laboratoire de mesure EEG	Bruit ambiant volontaire et aléatoire

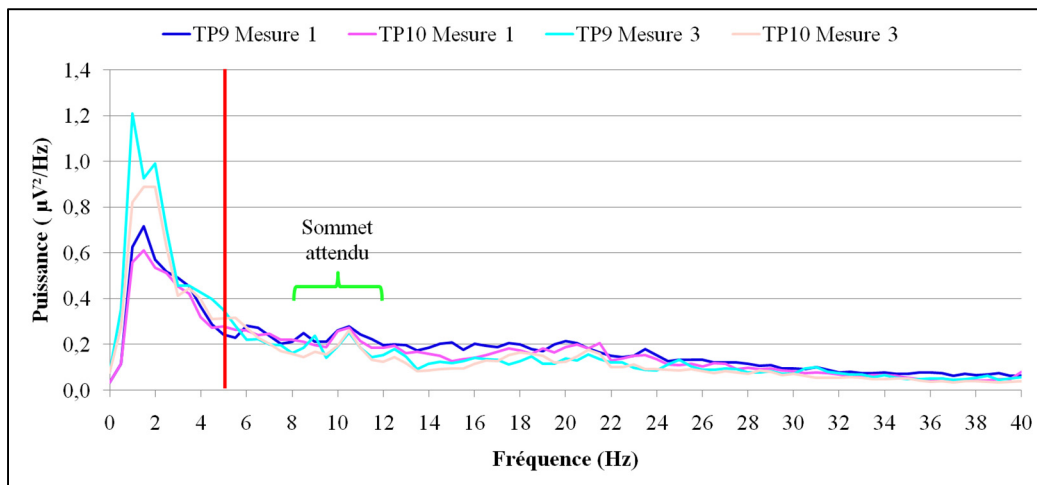


Figure-A IV-4 Exemple de puissance pour les électrodes TP9 et TP10 pour la mesure 1 et mesure 3

Les ondes cérébrales étudiées sont celles étudiées dans ce projet de recherche, soit les ondes cérébrales thêta élevée, alpha basse et élevée ainsi que les ondes cérébrales bêta basse, moyenne et élevée (voir Tableau 3.6). La normalité des données a permis de sélectionner une ANOVA à mesure répétée ($\alpha=5\%$). La vérification de la sphéricité (voir Tableau-A IV-3) a permis d'effectuer une ANOVA ou une MANOVA (voir Tableau-A IV-4). Les ondes cérébrales, thêta élevée, alpha basse, alpha élevée, bêta basse et bêta élevée n'ont pas présenté de différence significative entre les 4 mesures. L'onde cérébrale bêta moyenne a présenté une différence entre les séances, toutefois la valeur-p a été élevée, soit de 0,04.

Tableau-A IV-3 Test de sphéricité

Ondes cérébrales	W	χ^2	Valeur-p	Sphéricité respectée
Thêta élevée	$1,87 \cdot 10^{-4}$	14,78	0,01	Non
Alpha basse	$1,67 \cdot 10^{-4}$	14,98	0,01	Non
Alpha élevé	$1,04 \cdot 10^{-3}$	11,83	0,04	Non
Bêta basse	0,03	6,05	0,30	Oui
Bêta moyenne	0,29	2,14	0,83	Oui
Bêta élevé	0,02	6,48	0,26	Oui

Tableau-A IV-4 ANOVA et MANOVA

Ondes cérébrales	ANOVA		MANOVA	
	F	Valeur-p	F	Valeur-p
Thêta élevée	-	-	30,63	0,13
Alpha basse	-	-	10,25	0,22
Alpha élevé	-	-	11,15	0,21
Bêta basse	3,72	0,06	-	-
Bêta moyenne	4,23	0,04	-	-
Bêta élevé	1,97	0,17	-	-

Les résultats de l'essai de faisabilité sont supportés par les résultats de l'étude de Surangsrirat et al. (2015) qui ont utilisé le Muse dans trois scénarios différents, soit la méditation (45 minutes), la lecture (15 minutes) et la conversation auprès de deux moines bouddhistes. Surangsrirat et al. (2015) ont mesuré un ratio plus important de l'onde cérébrale delta, et ce,

dans les trois scénarios. L'onde cérébrale delta est associée au sommeil profond et Surangsrirat et al. (2015) ont quand même obtenu des ratios plus importants de l'onde cérébrale delta lors du scénario de la conversation (voir Tableau-A IV-5). Les résultats de l'essai de faisabilité et de l'étude de Surangsrirat et al. (2015) laisse croire que l'intervalle allant de 0 à 4 Hz pourrait être composé majoritairement de bruit.

Tableau-A IV-5 Ratio des ondes cérébrales lors des trois scénarios
Repris de Surangsrirat et al. (2015, p. 5)

Scénario	Méditation		Lecture		Conversation	
	1	2	1	2	1	2
Delta	0,4744	0,5798	0,2541	0,4134	0,3941	0,6032
Thêta	0,1148	0,1309	0,1281	0,1411	0,1284	0,1514
Alpha	0,1828	0,1463	0,1999	0,1578	0,1215	0,0843
Beta	0,1358	0,0836	0,2470	0,1616	0,2001	0,0972
Gamma	0,0921	0,0590	0,1707	0,1258	0,1557	0,0637

ANNEXE V

MOUVEMENT DE LA TÊTE

Les différentes catégories du mouvement de la tête sont présentées à la Figure A- V-1, Figure A- V-2 et Figure A- V-3. Un exemple d'impact à la tête, causé par une technique de tête qui a généré un mouvement de la tête de la catégorie avant centre est présenté à la Figure A- V-4.

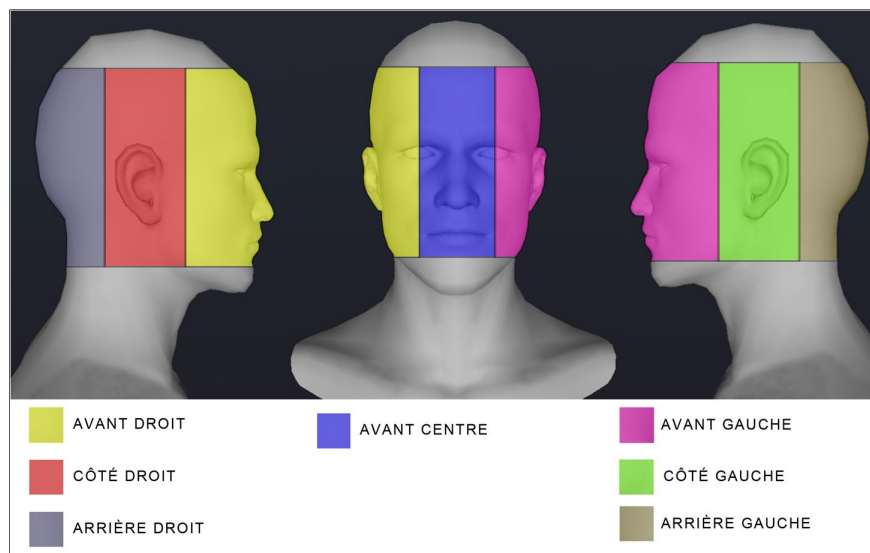


Figure A- V-1 Identification du mouvement de la tête en vue de face et en vue latérale

Reproduite et adaptée avec l'autorisation de
Triax Technologies inc. (2016) Lecours (2017, p. 92)

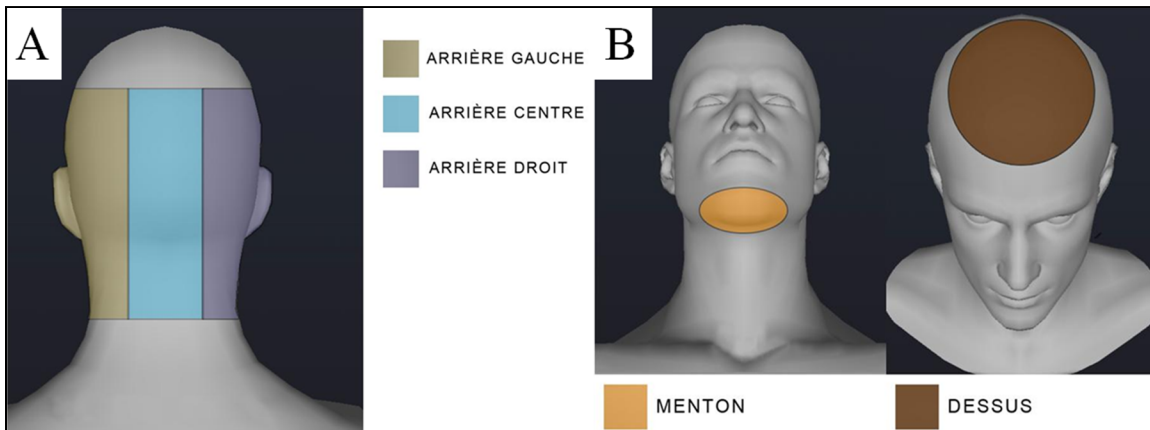


Figure A- V-2 Identification du mouvement de la tête en vue A-arrière B- de dessous et en vue de dessus

Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Triax Technologies inc. (2016) Lecours (2017, p. 93)

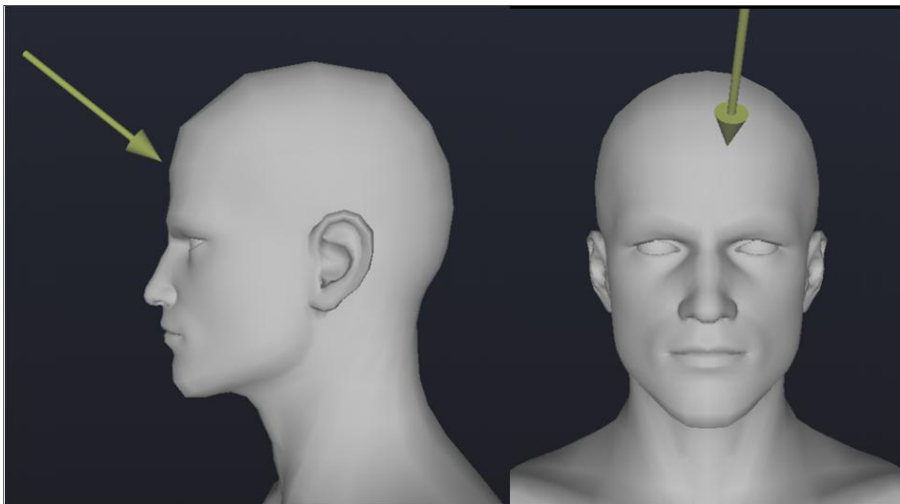


Figure A- V-3 Exemple d'impacts à la tête engendrant un mouvement de la tête de la catégorie avant centre

Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Triax Technologies inc. (2016) Lecours (2017, p. 94)

ANNEXE VI

DESCRIPTION DES MODÈLES PAR ÉLÉMENTS FINIS DE LA TÊTE

Tableau-A VI-1 MÉF de la tête WSUBIM

Nom du MÉF	Wayne State Brain Injury Model (WSUBIM) (Zhang et al., 2004)
Nombre d'éléments	22 995
Masse du MÉF	4,37 kg
Région du cerveau définie	Substance blanche et grise, la faux du cerveau, les méninges, le liquide cébrospinal, ventricules, cervelet, tronc cérébral, cuir chevelu et crâne
Contexte d'utilisation	Étude des impacts à la tête lors de la pratique du football
Contrainte et chargement	Surface externe du crâne défini comme un corps rigide
Chargement	Cinématique de la tête appliquée au centre de gravité du MÉF
Temps de simulation	9 heures – durée impact 40 ms

Tableau-A VI-2 MÉF de la tête THUMBS

Nom du MÉF	Total Human Model for Safety (THUMS) (Iwamoto et al., 2007; Kimpara et Iwamoto, 2012)
Nombre d'éléments	49 579
Masse du MÉF	4,39 kg
Région du cerveau définie	Substance blanche et grise, la faux du cerveau, les méninges, le liquide cébrospinal, cervelet, tronc cérébral, cuir chevelu et crâne
Contexte d'utilisation	Étude des impacts à la tête lors de la pratique du football Étude des mécanismes de blessure lors d'accidents automobiles
Contrainte	Surface du crâne défini comme un corps rigide
Chargement	Accélérations de la tête appliquées au centre de gravité du MÉF

Tableau-A VI-3 MÉF de la tête SIMon

Nom du MÉF	Simulated Injury Monitor (SIMon) (Takhounts et al., 2008)
Nombre d'éléments	45 875
Masse du MÉF	4,50 kg
Région du cerveau définie	Substance blanche et grise, la faux du cerveau, les méninges, le liquide cébrospinal, ventricule, cervelet, tronc cérébral, cuir chevelu et crâne
Contexte d'utilisation	Étude des TCCL lors de la pratique du football
Contrainte	Surface externe du crâne défini comme un corps rigide
Chargement	Cinématique de la tête appliquée au centre de gravité du MÉF
Temps de simulation	40 minutes – durée impact 40 ms

Tableau-A VI-4 MÉF de la tête DHIM

Nom du MÉF	Darmouth Head Injury Model (DHIM) (Ji et al., 2013; Ji et al., 2015; McAllister et al., 2012)
Nombre d'éléments	115 228
Masse du MÉF	4,56 kg
Région du cerveau définie	Substance blanche et grise, la faux du cerveau, les méninges, le liquide cébrospinal, cervelet, tronc cérébral, cuir chevelu et crâne
Contexte d'utilisation	Étude des TCCL lors de la pratique du football et hockey
Contrainte	Surface du crâne défini comme un corps rigide
Chargement	Accélérations de la tête appliquées au centre de gravité du MÉF
Temps de simulation	2 heures 30 minutes – durée impact 40 ms

Tableau-A VI-5 MÉF de la tête UCDBTM

Nom du MÉF	University College Dublin Brain Trauma Model (UCDBTM) (Oeur et al., 2015; Post et al., 2015)
Nombre d'éléments	26 000
Masse du MÉF	4,01 kg
Région du cerveau définie	Substance blanche et grise, la faux du cerveau, les méninges, le liquide cébrospinal, cervelet, tronc cérébral, cuir chevelu et crâne
Contexte d'utilisation	Étude des TCCL lors de la pratique d'un sport
Contrainte	Surface du crâne défini comme un corps rigide et en
Chargement	Composantes triaxiales des accélérations appliquées au MÉF

ANNEXE VII

ANALYSES SUPPLÉMENTAIRES DES CRITÈRES DE BLESSURE

Critères de blessure n°1 et n°2 : accélération et vitesse angulaire

L'analyse de l'écart permet de conclure que les modèles de régression logistique sont significatifs ($p < 0,05$) et qu'il ne semble pas y avoir de meilleurs modèles ($p = 1$), tel que présenté au Tableau-A VII-1.

Tableau-A VII-1 Analyse de l'écart des critères de blessure n°1 et n°2 développé pour le soccer

Critères de blessure	n°1		n°2	
	Écart	Valeur- <i>p</i>	Écart	Valeur- <i>p</i>
Source				
Modèle	111,57	<0,05	124,29	<0,05
Résidu	49,82	1,0	71,82	1,0
Total	161,39		196,11	

Le test du rapport des vraisemblances permet de conclure que les variables, soit l'accélération angulaire et la vitesse angulaire sont significatives, tel que présenté au Tableau-A VII-2.

Tableau-A VII-2 Rapports des vraisemblances des critères de blessure n°1 et n°2 développé pour le soccer

Critère de blessure	n°1		n°2	
	χ^2	Valeur- <i>p</i>	χ^2	Valeur- <i>p</i>
Variable				
Accélération angulaire	22,650	< 0,05	29,67	< 0,05
Vitesse angulaire	28,30	< 0,05	26,35	< 0,05

L'analyse de la multicollinéarité permet d'identifier les liens linéaires entre les variables, telles que présentées au Tableau-A VII-3. Toutefois, l'analyse complémentaire du facteur d'inflation de la variance qui permet d'identifier les relations linéaires importantes entre les variables permet de conclure que les liens linéaires ne sont pas problématiques. En effet, le

facteur d'inflation de la variance maximale observée pour les critères de blessure n°1 et n°2 est de 4,81 (voir Tableau-A VII-4) et une valeur inférieure à 10 n'est pas considérée comme problématique.

Tableau-A VII-3 Vérification de la multicolinéarité entre les variables

		Critère de blessure n°2					
Critère de blessure n°1		Acc. linéaire	Acc. angulaire	Vit. angulaire	Mouvement de la tête	Azimut	Élévation
	Acc. linéaire	-	0,69 ($<0,05$)	0,68 ($<0,05$)	0,27 ($<0,05$)	0,03 (0,39)	0,27 ($<0,05$)
	Acc. angulaire	0,67 ($<0,05$)	-	0,75 ($<0,05$)	0,25 ($<0,05$)	0,02 (0,20)	0,19 ($<0,05$)
	Vit. angulaire	0,67 ($<0,05$)	0,73 ($<0,05$)	-	0,25 ($<0,05$)	0,04 (0,25)	0,24 ($<0,05$)
	Mouvement de la tête	0,28 ($<0,05$)	0,26 ($<0,05$)	0,24 ($<0,05$)	-	0,12 ($<0,05$)	0,26 ($<0,05$)
	Azimut	0,03 (0,34)	0,02 (0,23)	0,03 (0,33)	0,08 (0,03)	-	0,05 (0,19)
	Élévation	0,33 ($<0,05$)	0,22 ($<0,05$)	0,28 ($<0,05$)	0,19 ($<0,05$)	0,04 (0,22)	-

*Corrélation (probabilité)

Tableau-A VII-4 Vérification du facteur d'inflation de la variance (VIF)

Variable	Modèle	Critère de blessure			
		n°1		n°2	
		R ² _{xi}	VIF	R ² _{xi}	VIF
Accélération linéaire (X ₁)	X ₁ en fonction de X ₂ , X ₃ , X ₄ , X ₅ , X ₆	0,88	4,43	0,89	4,81
Accélération angulaire (X ₂)	X ₂ en fonction de X ₁ , X ₃ , X ₄ , X ₅ , X ₆	0,85	3,6	0,87	4,11
Vitesse angulaire (X ₃)	X ₃ en fonction de X ₁ , X ₂ , X ₄ , X ₅ , X ₆	0,88	4,43	0,89	4,81
Mouvement de la tête (X ₄)	X ₄ en fonction de X ₁ , X ₂ , X ₃ , X ₅ , X ₆	0,75	2,28	0,76	2,36
Azimut (X ₅)	X ₅ en fonction de X ₁ , X ₂ , X ₃ , X ₄ , X ₆	0,01	1,00	0,01	1,00
Élévation (X ₆)	X ₆ en fonction de X ₁ , X ₂ , X ₃ , X ₄ , X ₅	0,002	1,00	0,002	1,00

L'analyse graphique des résidus (voir Figure A-VII-1) permet de conclure que les résidus des modèles de régression logistique des critères de blessure n°1 et n°2 sont distribués de manière aléatoire. L'analyse des résidus ainsi que l'analyse de la multicolinéarité ont permis de conclure que les modèles de régression logistique respectent les conditions d'applications.

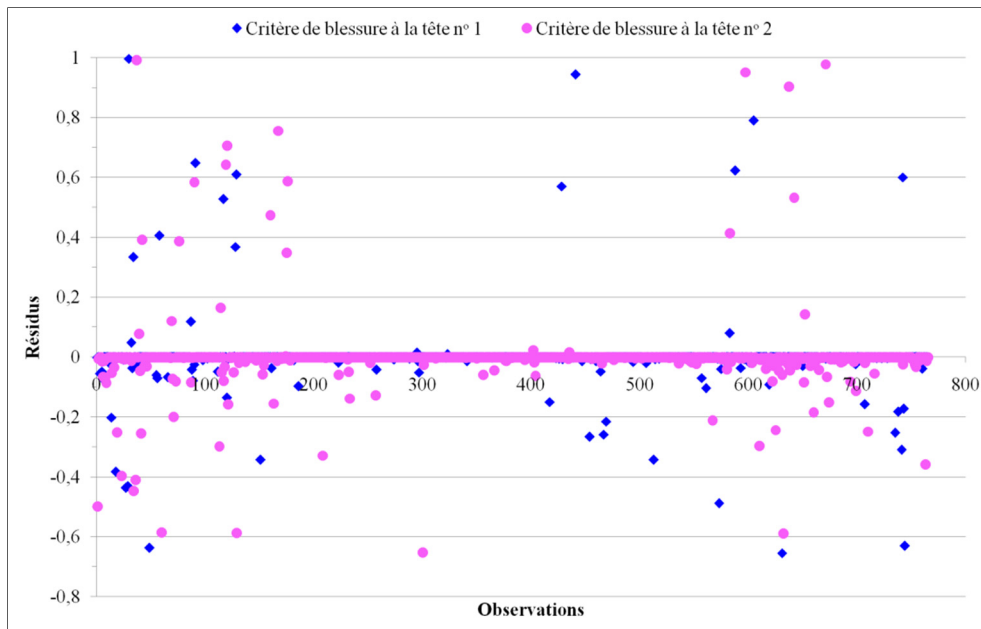


Figure A- VII-1 Résidus des critères de blessure n°1 et n°2

Les analyses de prévisions réalisées à partir de l'erreur quadratique moyenne et du test d'adéquation du chi-carré sont présentées au Tableau-A VII-5. Les erreurs quadratiques moyennes pour les critères de blessure n°1 et n°2 (estimation) sont plus petites ou égales aux erreurs quadratiques moyennes des validations. Ce résultat permet de conclure que les deux modèles de régression logistique des critères de blessure sont capables de bien prédire les données qui n'ont pas été utilisées pour les développer. Les tests d'adéquations du chi-carré ont aussi permis de vérifier l'ajustement des deux modèles.

Tableau-A VII-5 Analyses des prévisions

	Erreur quadratique moyenne		Test d'adéquation χ^2	
	Estimation	Validation	χ^2	Valeur- <i>p</i>
Critère de blessure n°1	0,002	0,03	0,07	0,99
Critère de blessure n°2	0,002	0,002	0,11	0,99

Critères de blessure pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire

L'analyse de l'écart permet de conclure que les modèles de régression logistique pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire sont significatifs ($p < 0,05$) et qu'il ne semble pas y avoir de meilleurs modèles ($p=1$), tel que présenté au Tableau-A VII-6.

Tableau-A VII-6 Analyse de l'écart des critères de blessure n°1 et n°2 pour l'accélération linéaire et angulaire

Source	Accélération linéaire		Accélération angulaire	
	Écart	Valeur- p .	Écart	Valeur- p .
Critère de blessure n°1				
Modèle	45,25	<0,05	83,28	<0,05
Résidu	116,14	1,0	78,11	1,0
Total	161,39		161,39	
Critère de blessure n°2				
Modèle	65,49	65,49	65,49	65,49
Résidu	130,62	130,62	130,62	130,62
Total	196,11	196,11	196,11	196,11

Le test du rapport des vraisemblances permet de conclure que la variable d'accélération linéaire et celle d'accélération angulaire sont significatives, tel que présenté au Tableau-A VII-7.

Tableau-A VII-7 Rapports des vraisemblances des critères de blessure n°1 et n°2 pour l'accélération linéaire et angulaire

Critère de blessure	n°1		n°2	
	χ^2	Valeur- p	χ^2	Valeur- p
Accélération linéaire	45,25	< 0,05	65,49	< 0,05
Accélération angulaire	83,28	< 0,05	97,95	< 0,05

L'analyse graphique des résidus (voir la Figure A-VII-2) permet de conclure que les résidus des modèles de régression logistique des critères de blessure n°1 et n°2 d'accélération linéaire et angulaire suivent une distribution aléatoire. Ce résultat permet de conclure que les modèles de régression logistique respectent la condition d'application.

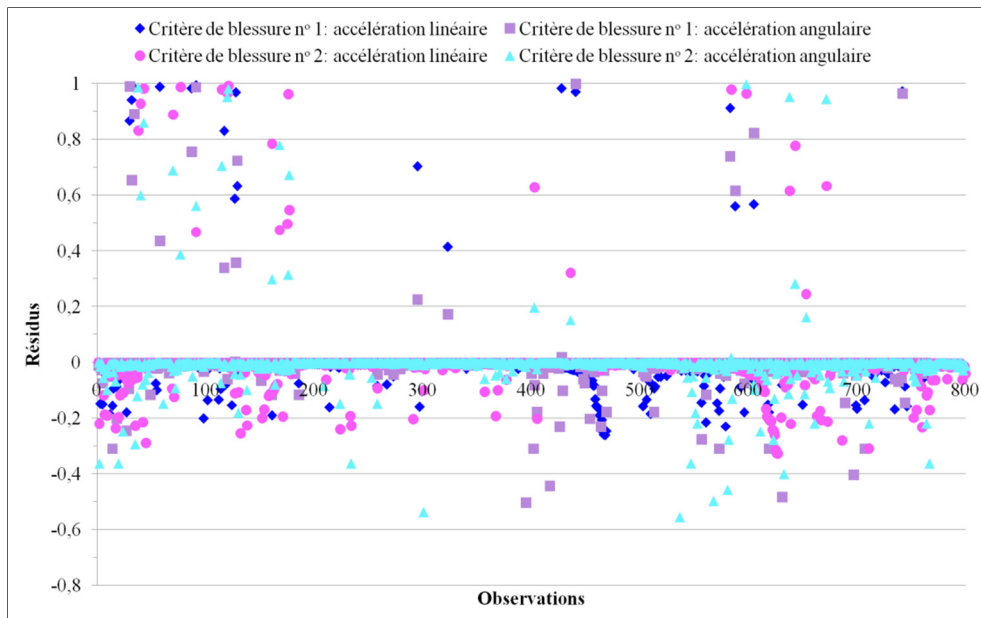


Figure A- VII-2 Résidus des critères de blessure n°1 et n°2 pour l'accélération linéaire et angulaire

Les analyses de prévisions réalisées à partir de l'erreur quadratique moyenne et du test d'adéquation du chi-carré sont présentées au Tableau-A VII-8. Les erreurs quadratiques moyennes des critères de blessure n°1 et n°2 (estimation) pour l'accélération linéaire et l'accélération angulaire sont plus petites que celles des validations. Ce résultat permet de conclure que les modèles des critères de blessure sont capables de bien prédire les données qui n'ont pas été utilisées pour les développer. Les tests d'adéquations du chi-carré ont aussi permis de vérifier l'ajustement des modèles.

Tableau-A VII-8 Analyses des prévisions

	Erreur quadratique moyenne		Test d'adéquation χ^2	
	Estimation	Validation	χ^2	Valeur-p
Critère de blessure n°1				
Accélération linéaire	0,002	0,028	4,00	0,26
Accélération angulaire	0,002	0,03	6,40	0,09
Critère de blessure n°2				
Accélération linéaire	0,002	0,004	1,31	0,73
Accélération angulaire	0,002	0,003	3,86	0,28

ANNEXE VIII

RÉSULTATS SUPPLÉMENTAIRES POUR L'ACTIVITÉ ÉLECTRIQUE CÉRÉBRALE DE LA TÊTE

Les Figures A-VIII-1 à -3 regroupent les ratios de puissance des ondes cérébrales étudiées des joueuses n°1 à n°3 et le Tableau-A VIII-1 présente les sommes de ces puissances.

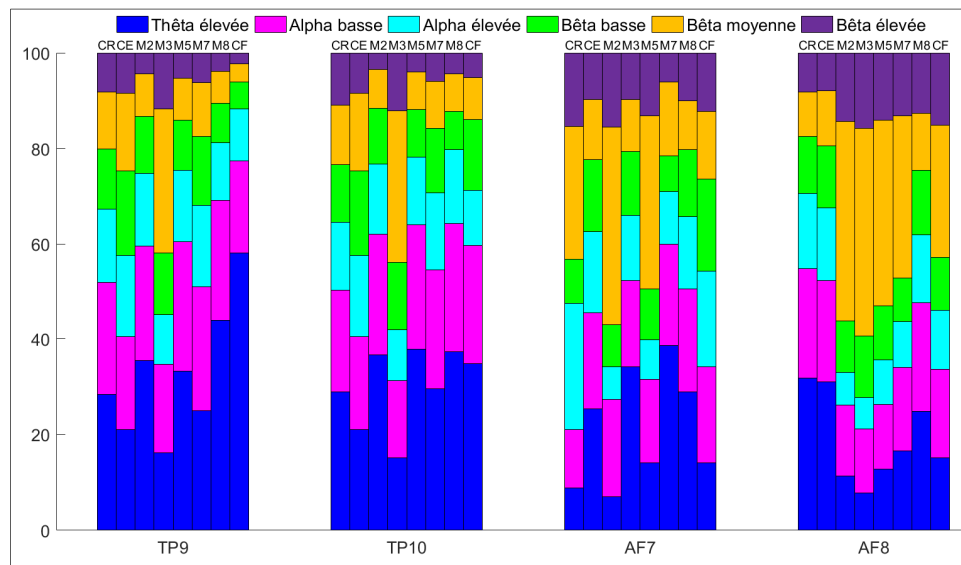


Figure A- VIII-1 Ratio de puissance des ondes cérébrales de la joueuse n°1 en fonction des électrodes TP9, TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

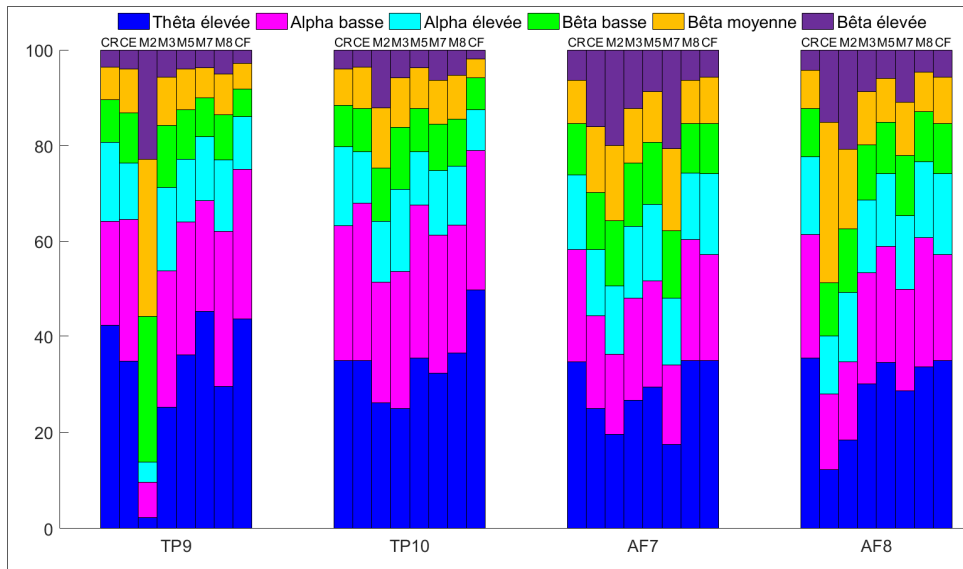


Figure A- VIII-2 Ratio de puissance des ondes cérébrales de la joueuse n°2 en fonction des électrodes TP9,TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

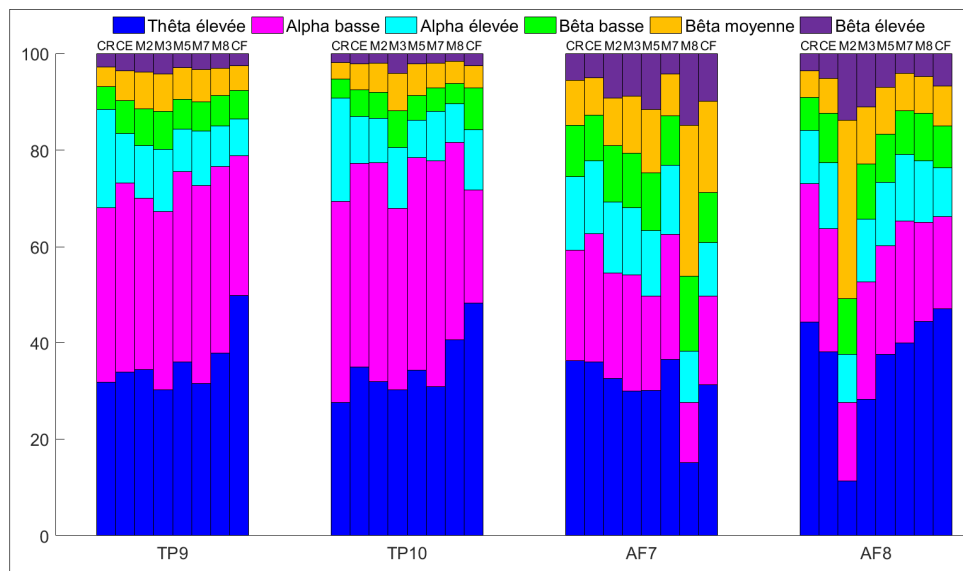


Figure A- VIII-3 Ratio de puissance des ondes cérébrales de la joueuse n°3 en fonction des électrodes TP9,TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

Tableau-A VIII-1 Puissance totale ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) des ondes cérébrales des joueuses n°1, n°2 et n°3 en fonction des électrodes TP9, TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

Joueuse n°1				
Électrodes	TP9	TP10	AF7	AF8
Contrôle repos	2,50	2,51	208,44	2,93
Contrôle en entraînement	2,84	2,84	0,51	1,16
M2	4,05	5,40	29,26	438,79
M3	0,72	0,87	1,91	150,13
M5	5,36	7,29	1465,12	883,19
M7	3,13	2,97	2026,23	245,35
M8	22,12	8,07	0,84	1,01
Contrôle de fin de saison	17,70	5,59	8,71	317,75
Joueuse n°2				
Contrôle repos	7,38	4,53	3,60	4,99
Contrôle en entraînement	1,98	2,25	0,80	5,61
M2	1,04	3,48	1,42	1,81
M3	0,43	0,42	1,14	1,08
M5	2,89	2,83	1,06	0,82
M7	5,15	3,20	2,49	2,05
M8	2,67	3,26	0,86	0,71
Contrôle de fin de saison	8,88	27,76	13,61	13,61
Joueuse n°3				
Contrôle repos	11,69	15,60	5,56	1,74
Contrôle en entraînement	8,17	8,85	0,94	1,25
M2	6,17	7,28	1,07	441,03
M3	1,34	1,32	0,81	0,96
M5	7,96	8,07	1,11	1,30
M7	7,59	9,43	1,81	2,04
M8	9,82	12,98	58,58	1,11
Contrôle de fin de saison	13,64	172,20	1,71	1,20

Les Figures A- VIII-4 à -6 regroupent les ratios de puissance des ondes cérébrales des joueuses n°4 à n°6 et le Tableau-A VIII-2 présente les sommes de ces puissances.

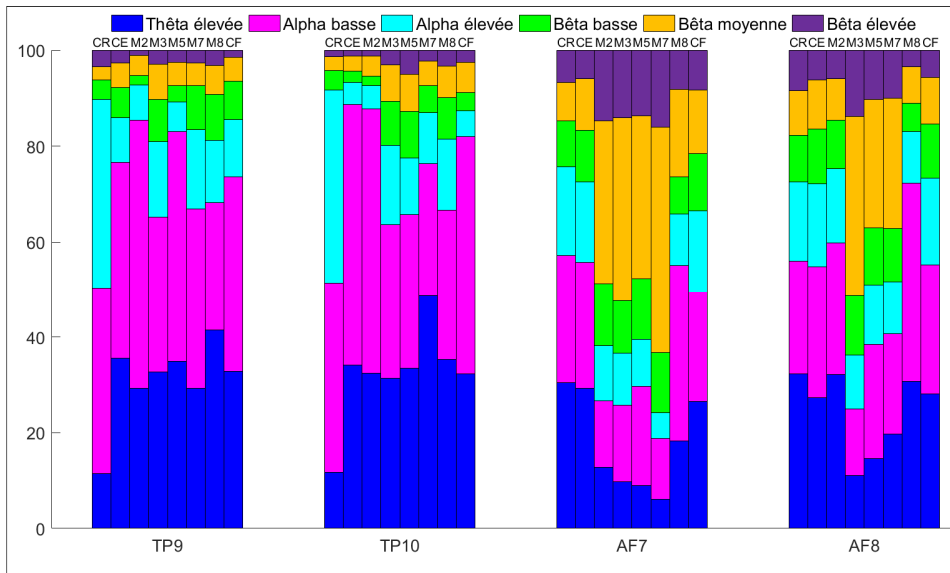


Figure A- VIII-4 Ratio de puissance des ondes cérébrales de la joueuse n°4 en fonction des électrodes TP9,TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

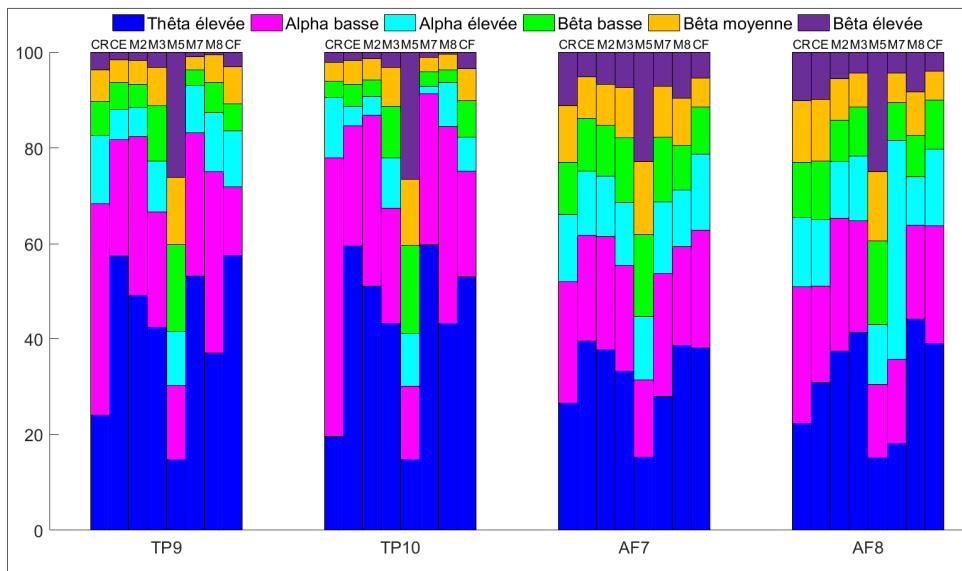


Figure A- VIII-5 Ratio de puissance des ondes cérébrales de la joueuse n°5 en fonction des électrodes TP9,TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

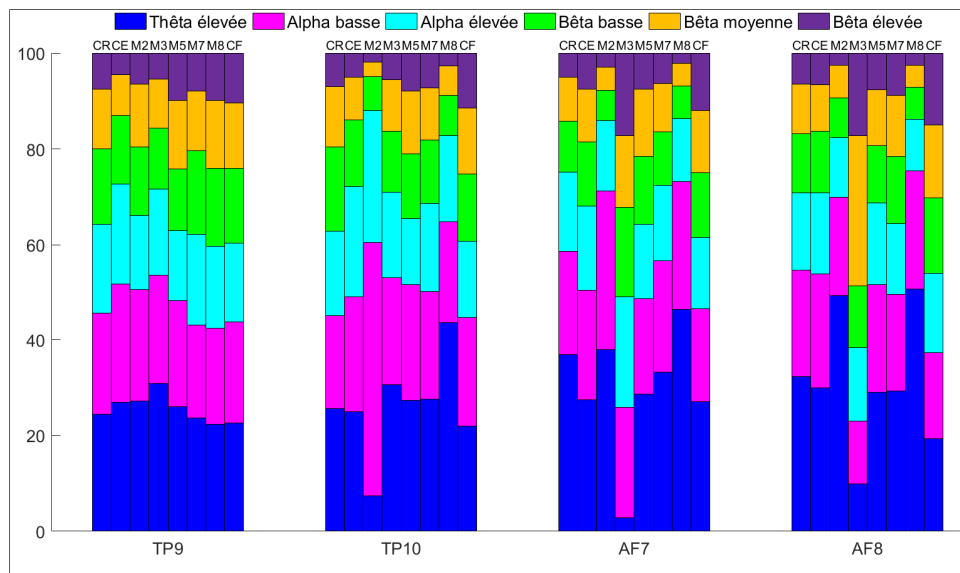


Figure A- VIII-6 Ratio de puissance des ondes cérébrales de la joueuse n°6 en fonction des électrodes TP9, TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

Tableau-A VIII-2 Puissance totale ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) des ondes cérébrales des joueuses n°4, n°5 et n°6 en fonction des électrodes TP9, TP10, AF7 et AF8 pour les séances de contrôle repos (CR), de contrôle en entraînement (CE), des matchs de compétition M2, M3, M5, M7, M8 et du contrôle de fin de saison (CF)

Joueuse n°4				
Électrodes	TP9	TP10	AF7	AF8
Contrôle repos	5,43	5,32	0,73	0,85
Contrôle en entraînement	4,89	7,32	0,26	0,50
M2	14,35	13,69	127,06	0,64
M3	67,66	67,17	794,24	58,70
M5	5,04	5,46	1113,05	2192,82
M7	44,67	70,58	186,08	2,62
M8	38,82	15,33	1572,54	2104,96
Contrôle de fin de saison	33,28	9,94	1,59	1,89
Joueuse n°5				
Contrôle repos	14,59	12,30	0,68	0,73
Contrôle en entraînement	10,84	12,61	0,61	0,78
M2	11,91	13,18	0,72	1,13
M3	1,27	1,26	1,34	1,83
M5	1,59	1,57	1,56	2,35
M7	11,33	11,90	0,91	1,82
M8	9,15	9,32	0,89	1,13
Contrôle de fin de saison	5,80	14,14	3,32	3,19
Joueuse n°6				
Contrôle repos	4,49	3,44	2,64	1,72
Contrôle en entraînement	4,19	2,82	0,65	0,86
M2	3,48	9,74	2,69	14,05
M3	1,09	1,08	2,57	12,01
M5	4,90	3,95	0,98	1,22
M7	3,23	3,12	0,81	1,23
M8	3,97	43,78	53,42	28,50
Contrôle de fin de saison	5,90	4,15	3,54	4,00

ANNEXE IX

INFORMATIONS SUPPLÉMENTAIRES DES ANALYSES RELIANT LES INDICATEURS DE RISQUE DE TCCL

Les variables codées des régressions multiples des indicateurs de risque de TCCL sont regroupées au Tableau-A IX-1.

Tableau-A IX-1 Codes des variables qualitatives

Cinématique de la tête	
Variable	Code
Résultat final du match de compétition	-1 : défaite 0 : nulle 1 : victoire
Période de jeu	1 : première période de jeu 2 : deuxième période de jeu
Mouvement de la tête	1 : avant centre; 2 : avant gauche 3 : avant droit; 4 : dessus 5 : menton; 6 : côté droit 7 : côté gauche; 8 : arrière centre 9 : arrière droit; 10 : arrière gauche
Rôle des participants	1 : ailier 2 : centre
Position des participants	1 : attaquant (e) 2 : défenseur (e) 3 : milieu de terrain
Activité électrique cérébrale	
Historique de TCCL	0 : aucun TCCL 1 : au moins un TCCL

Les statistiques de la cinématique de la tête, dont l'analyse du nombre d'impacts à la tête et l'analyse d'amplitude d'accélération de la tête pour les joueuses, les joueurs et tous les participants sont présentées au Tableau-A IX-2, Tableau-A IX-3, Tableau-A IX-4 et Tableau-A IX-5, respectivement.

Tableau-A IX-2 Informations sur les modèles de régression pour le nombre d'impacts à la tête

Impacts à la tête	Statistique	Joueuses	Joueurs	Participants
Techniques de tête	Variable	Circonférence ballon	Masse ballon	Circonférence ballon
	Valeur- p	< 0,05	< 0,05	< 0,05
	R ² ajusté	0,82	0,93	0,84
	Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
	Durbin-Watson	2,11	2,50	2,06
	Autocorrélation résiduelle	0,08	0,34	0,05
Impacts involontaires	Variable	Température	Température	Température
	Valeur- p	0,03	0,04	< 0,05
	R ² ajusté	0,43	0,53	0,41
	Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
	Durbin-Watson	1,06	0,55	0,67
	Autocorrélation résiduelle	0,32	0,67	0,61
Tous les impacts	Variable	Température	Température	Température
	Valeur- p	0,02	0,03	< 0,05
	R ² ajusté	0,50	0,57	0,48
	Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
	Durbin-Watson	0,86	0,54	0,67
	Autocorrélation résiduelle	0,40	0,65	0,62

Tableau-A IX-3 Informations sur les modèles de régression pour les accélérations de la tête chez les joueuses

Statistique	Techniques de tête	Impacts involontaires	Tous les impacts
Accélération linéaire			
Variable (valeur-p)	Pression ballon (0,01) Temps de jeu ($< 0,05$)	Élévation (0,01) Période de jeu ($< 0,05$) Temps de jeu ($< 0,05$)	Élévation ($< 0,05$) Période de jeu ($< 0,05$) Temps de jeu ($< 0,05$)
R ² ajusté	0,92	0,43	0,82
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
Durbin-Watson	2,33	1,43	1,67
Autocorrélation résiduelle	0,21	0,26	0,13
Accélération angulaire			
Variable (valeur-p)	Masse ballon ($< 0,05$)	Période de jeu ($< 0,05$) Résultat final (0,01)	Élévation (0,03) Période de jeu ($< 0,05$) Temps de jeu ($< 0,05$) Résultat final ($< 0,05$)
R ² ajusté	0,84	0,69	0,76
Lien linéaire	Positif	Positif, sauf résultat final	Tous positifs, sauf résultat final
Durbin-Watson	2,04	1,47	1,62
Autocorrélation résiduelle	0,12	0,26	0,16

Tableau-A IX-4 Informations sur les modèles de régression pour les accélérations de la tête chez les joueurs

Statistique	Techniques de tête	Impacts involontaires	Tous les impacts
Accélération linéaire			
Variable (valeur-p)	Largeur cou ($< 0,05$)	Température ($< 0,05$) Période de jeu ($< 0,05$) Temps de jeu ($< 0,05$)	Élévation ($< 0,05$) Période de jeu ($< 0,05$) Temps de jeu ($< 0,05$) Température ($< 0,05$)
R ² ajusté	0,84	0,82	0,78
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
Durbin-Watson	1,77	1,64	1,51
Autocorrélation résiduelle	0,09	0,17	0,24
Accélération angulaire			
Variable (valeur-p)	Largeur cou ($< 0,05$)	Température ($< 0,05$) Période de jeu ($< 0,05$) Temps de jeu (0,01)	Élévation ($< 0,05$) Période de jeu ($< 0,05$) Temps de jeu ($< 0,05$) Température ($< 0,05$)
R ² ajusté	0,70	0,71	0,64
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif
Durbin-Watson	2,23	1,84	1,81
Autocorrélation résiduelle	0,14	0,07	0,09

Tableau-A IX-5 Informations sur les modèles de régression pour les accélérations de la tête pour l'ensemble des participants

Statistique	Technique de tête	Impacts involontaires	Tous les impacts
Accélération linéaire			
Variable (valeur-p)	Rôle (0,01) Longueur cou (0,04) Circonférence ballon (< 0,05)	Période de jeu (< 0,05) Temps de jeu (< 0,05) Température (< 0,05) Résultat final (0,01)	Élévation (< 0,05) Période de jeu (< 0,05) Temps de jeu (< 0,05) Température (< 0,05) Résultat final (< 0,05) Résultat final (0,04)
R ² ajusté	0,87	0,82	0,80
Lien linéaire	Tous négatifs, sauf circonférence ballon	Tous positifs, sauf résultat final	Tous positifs, sauf résultat final
Durbin-Watson	2,25	1,58	1,54
Autocorrélation résiduelle	0,14	0,21	0,23
Accélération angulaire			
Variable (valeur-p)	Circonférence ballon (< 0,05)	Période de jeu (< 0,05) Temps de jeu (< 0,05) Température (< 0,05) Résultat final (< 0,05)	Élévation (< 0,05) Période de jeu (< 0,05) Temps de jeu (< 0,05) Température (< 0,05) Température (< 0,05) Résultat final (< 0,05) Résultat final (0,01)
R ² ajusté	0,76	0,69	0,68
Lien linéaire	Positif	Tous positifs, sauf résultat final	Tous positifs, sauf résultat final
Durbin-Watson	2,25	1,60	1,71
Autocorrélation résiduelle	0,15	0,19	0,14

L'analyse du lien linéaire entre le nombre d'impacts à la tête et les accélérations linéaires et angulaires de la tête sont présentées au Tableau-A IX-6.

Tableau-A IX-6 Informations sur les modèles de régression pour le nombre d'impacts à la tête et les amplitudes des accélérations de la tête

Accélération de la tête	Statistique	Joueuses	Joueurs	Participants
Accélération linéaire	Valeur- p	< 0,05	< 0,05	< 0,05
	R ²	0,52	0,43	0,43
	Durbin-Watson	0,83	0,94	0,86
	Autocorrélation résiduelle	0,57	0,52	0,57
Accélération angulaire	Valeur- p	< 0,05	< 0,05	< 0,05
	R ²	0,52	0,34	0,36
	Durbin-Watson	1,06	1,11	1,01
	Autocorrélation résiduelle	0,46	0,44	0,50

Les analyses statistiques pour l'activité électrique cérébrale des joueuses sont présentées aux Tableau-A IX-7, Tableau-A IX-8 et Tableau-A IX-9 pour les ondes cérébrales thêta élevée, alpha basse et élevée ainsi que les ondes cérébrales bêta basse, moyenne et élevée, respectivement. Tous les modèles ont présenté une valeur-p inférieure à 0,05.

Tableau-A IX-7 Informations sur les modèles de régression de l'onde thêta élevée

Statistique	AF7	AF8	TP9	TP10
Variable (valeur-p)	Nombre d'impacts (< 0,05)	Acc. Linéaire (< 0,05)	Nombre d'impacts (< 0,05) Identifiant du match (< 0,05)	Identifiant du match (< 0,05)
R ² ajusté	0,39	0,28	0,59	0,25
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif	Positif
Durbin-Watson	1,86	2,24	1,62	1,95
Autocorrélation résiduelle	0,07	0,12	0,18	0,02

Tableau-A IX-8 Informations sur les modèles de régression des ondes alpha basse et alpha élevée

Statistique	AF7	AF8	TP9	TP10
Alpha basse				
Variable (valeur-p)	Nombre d'impacts ($< 0,05$)	Acc. Linéaire ($< 0,05$)	Nombre d'impacts ($< 0,05$) Identifiant de la joueuse ($< 0,05$)	Identifiant du match (0,01) Historique de TCCL (0,04)
R ² ajusté	0,48	0,31	0,58	0,38
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif	Positif
Durbin-Watson	2,53	2,28	1,73	1,64
Autocorrélation résiduelle	0,29	0,14	0,13	0,16
Alpha élevée				
Variable (valeur-p)	Nombre d'impacts (0,04) Acc. Angulaire ($< 0,05$)	Acc. Linéaire ($< 0,05$)	Nombre d'impacts ($< 0,05$) Identifiant de la joueuse ($< 0,05$)	Acc. Linéaire (0,04) Identifiant du match (0,01)
R ² ajusté	0,50	0,43	0,55	0,30
Lien linéaire	Positif	Positif	Positif	Positif
Durbin-Watson	1,92	2,51	2,29	1,75
Autocorrélation résiduelle	0,01	0,26	0,12	0,12

Tableau-A IX-9 Informations sur les modèles de régression des ondes bêta basse, bêta moyenne et bêta élevée

Statistique	AF7	AF8	TP9	TP10
Bêta basse				
Variable (valeur-p)	Acc. Angulaire (< 0,05)	Nombre d'impacts (0,05) Acc. Angulaire (< 0,05)	Nombre d'impacts (< 0,05) Identifiant de la joueuse (< 0,05)	Identifiant du match (< 0,05)
R ² ajusté	0,50	0,51	0,61	0,24
Lien linéaire	Positif	Positif, sauf nombre d'impact	Positif	Positif
Durbin-Watson	1,55	2,39	2,33	2,01
Autocorrélation résiduelle	0,22	0,19	0,17	0,01
Bêta moyenne				
Variable (valeur-p)	Acc. Angulaire (< 0,05)	Nombre d'impacts (0,02) Acc. Angulaire (< 0,05)	Nombre d'impacts (< 0,05) Identifiant de la joueuse (< 0,05)	Identifiant du match (< 0,05)
R ² ajusté	0,47	0,52	0,58	0,34
Lien linéaire	Positif	Positif, sauf nombre d'impact	Positif	Positif
Durbin-Watson	1,60	2,19	2,31	1,70
Autocorrélation résiduelle	0,20	0,09	0,16	0,15
Bêta élevée				
Variable (valeur-p)	Acc. Angulaire (< 0,05)	Nombre d'impacts (0,02) Acc. Angulaire (< 0,05)	Nombre d'impacts (< 0,05) Identifiant de la joueuse (< 0,05)	Identifiant du match (< 0,05)
R ² ajusté	0,49	0,51	0,64	0,32
Lien linéaire	Positif	Positif, sauf nombre d'impact	Positif	Positif
Durbin-Watson	1,62	2,24	2,42	1,76
Autocorrélation résiduelle	0,18	0,12	0,22	0,12

Les statistiques des réponses biomécaniques sont regroupées aux Tableau-A IX-10, Tableau-A IX-11 et Tableau-A IX-12 pour la contrainte de von Mises, la contrainte de cisaillement et la déformation principale maximale, respectivement. Tous les modèles ont présenté une valeur-p inférieure à 0,05.

Tableau-A IX-10 Informations sur les modèles de régression de la contrainte de von Mises

Statistique	R ²	Lien linéaire	Durbin-Watson	Autocorrélation résiduelle	Valeur-p
Substances					
Blanche	0,89	Positif	1,99	0,00	< 0,05
Grise	0,95	Positif	1,58	0,06	< 0,05
Lobes					
Frontal	0,89	Positif	1,23	0,12	< 0,05
Temporal	0,86	Positif	1,61	0,01	< 0,05
Occipital	0,88	Positif	1,57	0,05	< 0,05
Pariétal	0,87	Positif	1,69	0,03	< 0,05
Cervelet	0,88	Positif	1,87	0,01	< 0,05

Tableau-A IX-11 Informations sur les modèles de régression de la contrainte de cisaillement

Statistique	R ²	Lien linéaire	Durbin-Watson	Autocorrélation résiduelle	Valeur-p
Substances					
Blanche	0,86	Positif	1,98	0,01	< 0,05
Grise	0,93	Positif	1,57	0,05	< 0,05
Lobes					
Frontal	0,88	Positif	1,18	0,13	< 0,05
Temporal	0,81	Positif	1,66	0,01	< 0,05
Occipital	0,86	Positif	1,67	0,01	< 0,05
Pariétal	0,82	Positif	1,72	0,01	< 0,05
Cervelet	0,91	Positif	1,83	0,04	< 0,05

Tableau-A IX-12 Informations sur les modèles de régression de la déformation principale maximale

Statistique	R ²	Lien linéaire	Durbin-Watson	Autocorrélation résiduelle	Valeur-p
Substances					
Blanche	0,90	Positif	2,00	0,00	< 0,05
Grise	0,95	Positif	1,84	0,02	< 0,05
Lobes					
Frontal	0,89	Positif	1,25	0,11	< 0,05
Temporal	0,87	Positif	1,56	0,01	< 0,05
Occipital	0,87	Positif	1,52	0,05	< 0,05
Pariétal	0,86	Positif	1,67	0,04	< 0,05
Cervelet	0,89	Positif	1,84	0,02	< 0,05

Les Figures A- IX- 1 à 6 présentent les résultats des réponses biomécaniques des huit impacts à la tête simulés à partir du MÉF de la tête qui ont été simulés à trois reprises, soit la combinaison des accélérations linéaires et angulaires, l'accélération angulaire seulement et l'accélération linéaire seulement.

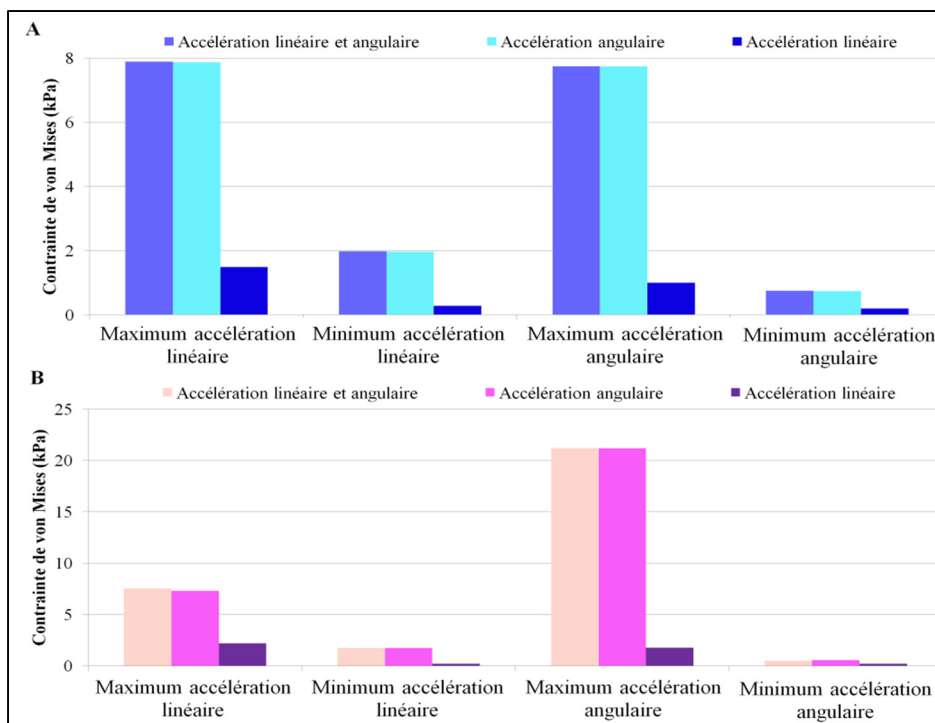


Figure A- IX-1 Contrainte de von Mises (kPa) de la substance blanche pour les A- joueuses et B- joueurs

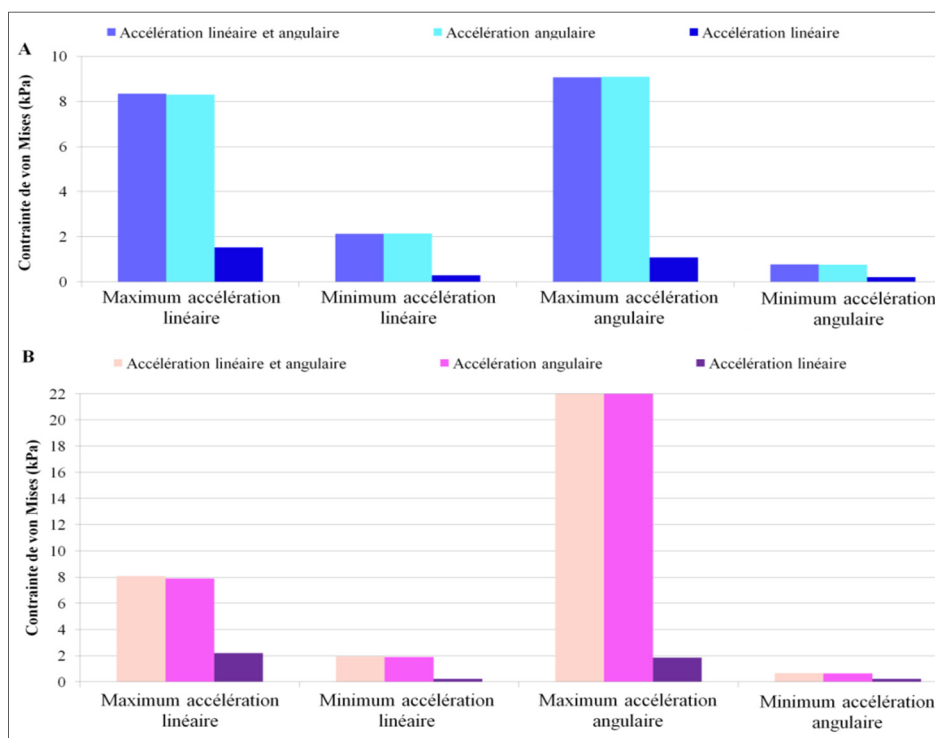


Figure A- IX-2 Contrainte de von Mises (kPa) de la substance grise pour les A- joueuses et B- joueurs

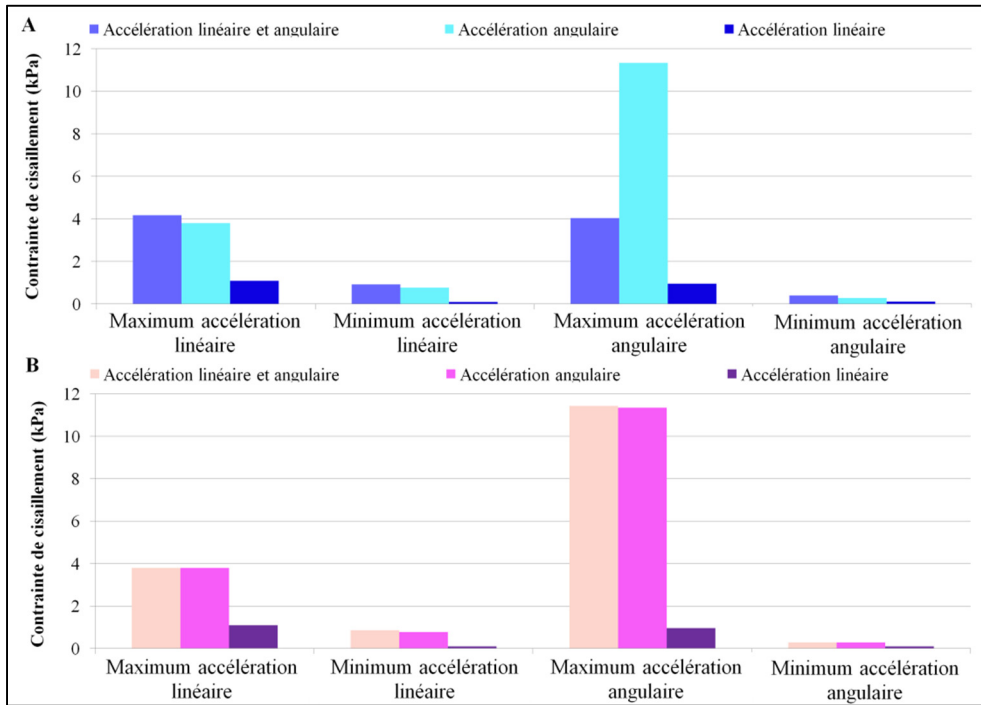


Figure A- IX-3 Contrainte de cisaillement (kPa) de la substance blanche pour les A- joueuses et B- joueurs

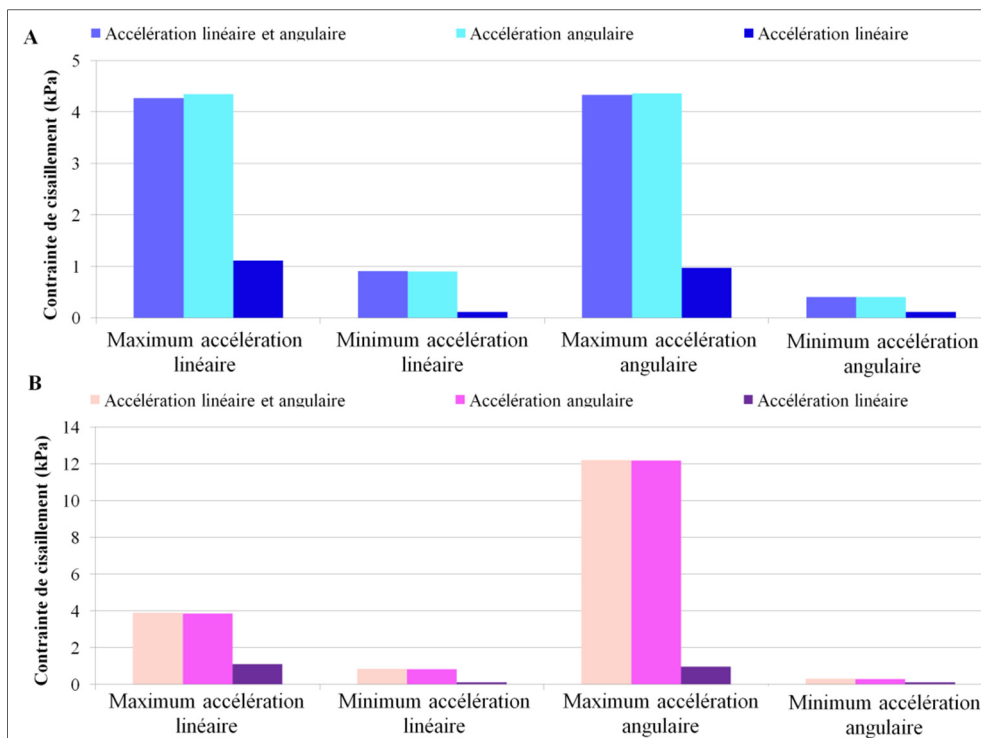


Figure A- IX-4 Contrainte de de cisaillement (kPa) de la substance grise pour les A- joueuses et B- joueurs

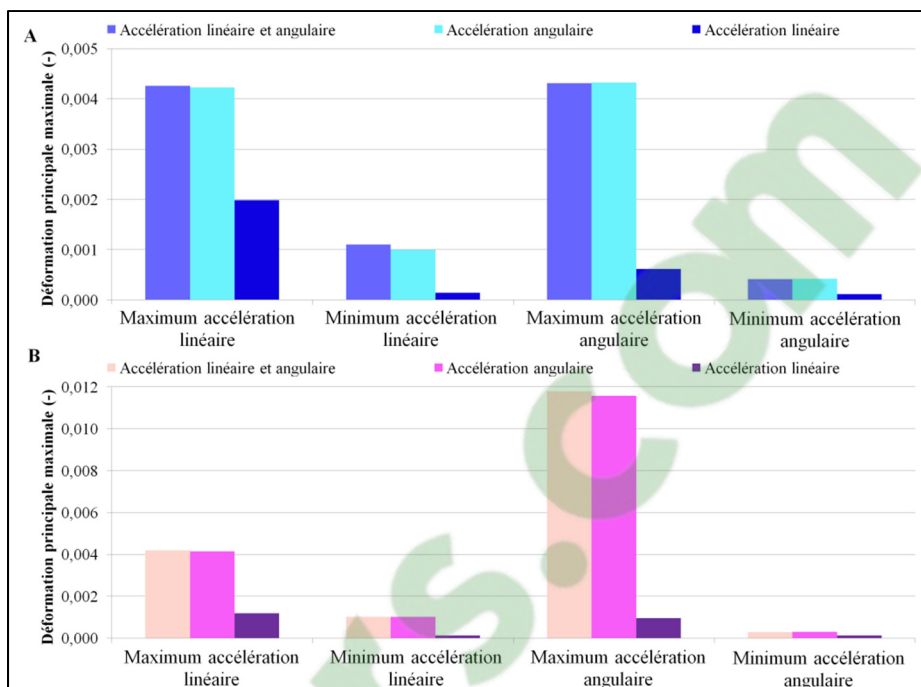


Figure A- IX-5 Déformation principale maximale (-) de la substance blanche pour les A- joueuses et B- joueurs

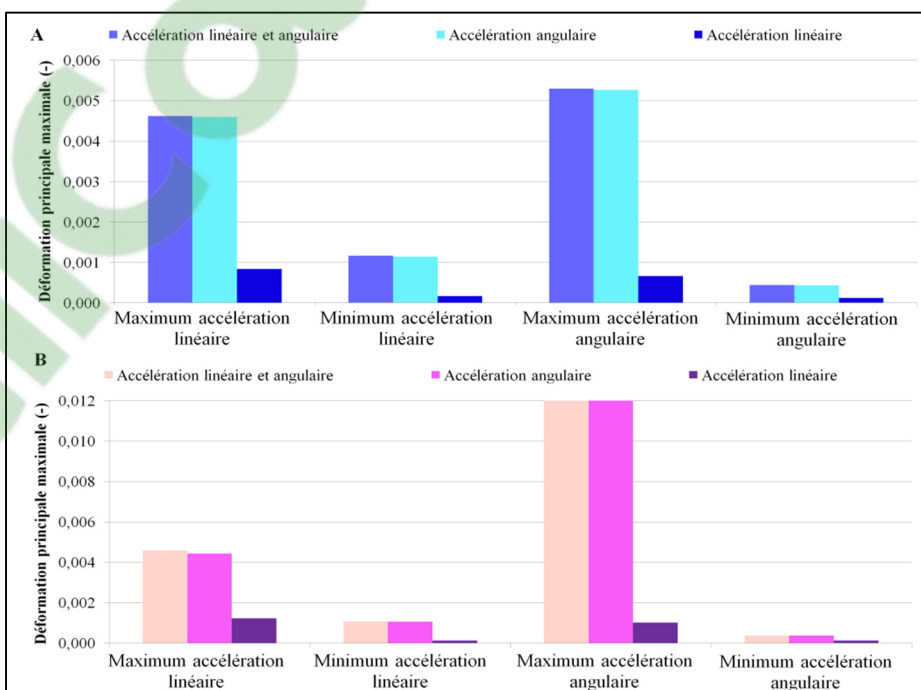


Figure A- IX-6 Déformation principale maximale (-) de la substance grise pour les A- joueuses et B- joueurs

ANNEXE X

ARTICLE ET CONTRIBUTION SCIENTIFIQUE

Au cours de la réalisation de ce projet de recherche doctoral, un article scientifique a été soumis, un résumé de conférence ainsi que deux articles de vulgarisation scientifique ont été publiés. Des présentations ont aussi été réalisées, soit deux présentations par affiche lors d'une conférence internationale et d'une conférence nationale ainsi qu'une présentation podium lors d'une conférence internationale.

Résumé de conférence

Lecours, C., Petit Y. et Wagnac É. 2019. « Biomechanical Analysis of Head Impacts during Real Time Soccer Play: a Preliminary Study ». *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 51, no Supplement, p. 472-473.

Conférences

Lecours, C., Petit Y. et Wagnac É. Biomechanical Analysis of Specific Head Impacts during Real time Male Soccer Play: a Preliminary Study, Congress of the International Society of Biomechanics (ISB) and American Society of Biomechanics (ASB), Calgary, Canada, 2 août 2019;

Lecours, C., Petit Y. et Wagnac É. Biomechanical Analysis of Head Impacts During Real Time Soccer Play: a Preliminary Study, The American College of Sports Medicine (ACSM), Floride, États-Unis, 30 mai 2019;

Lecours, C., Petit Y. et Wagnac É. Analyse biomécanique du risque de traumatisme crânio-cérébral léger lors de la pratique du soccer. Association francophone pour le savoir (ACFAS), Gatineau, Canada, 28 mai 2019.

Articles de vulgarisation scientifique

Lecours, C., Wagnac E., Petit Y., Étude des impacts à la tête lors de la pratique du soccer, Substance ÉTS, novembre 2019;

Lecours, C., Wagnac E., Petit Y., Analyse biomécanique des risques de commotion cérébrale au soccer, Substance ÉTS, août 2018;

Article scientifique

Soumis à la revue Research in Sports Medicine 10-09-2020

Head accelerations and concussion risks in adult amateur female soccer during 11- and 7-player formations: a preliminary study

Lecours, Caroline¹, Petit, Yvan^{1,2,3}, Diotalevi, Lucien^{1,2}, Wagnac, Éric^{1,2,3}

¹ Department of Mechanical Engineering, École de technologie supérieure, Montréal, Qc, Canada

² Research Center, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montréal, Qc, Canada

³ International Laboratory on Spine Imaging and Biomechanics (iLab-Spine)

To better understand the risk of concussions in female players, who face greater risks than do male players, head accelerations data are needed. Unfortunately, there is little on-field data available for both adults' standard 11-player and 7-player soccer games. Therefore, the purpose of this study is to measure head accelerations in amateur female soccer players during both types of games and to evaluate the risk of concussion according to specific head impacts. Head accelerations were collected using a wireless head impact sensor (Triax Technologies Inc.) during 17 games. Impact events were categorized as headings or involuntary impacts. The risk of concussion was evaluated by comparing head accelerations to risk thresholds according to a concussion criterion. No matter the type of soccer game, adult amateur female soccer players experienced more headings (70%) than involuntary

impacts (30%). These headings also caused higher magnitudes of head acceleration ($33g \pm 13g$ and $3300 \pm 1700 \text{ rad/s}^2$ for 11-player; $32g \pm 11g$ and $3500 \pm 2000 \text{ rad/s}^2$ for 7-player) than involuntary impacts ($21g \pm 11g$ and $2100 \pm 1600 \text{ rad/s}^2$ for 11-player; $20g \pm 8g$; $2400 \pm 1800 \text{ rad/s}^2$ for 7-player) and a higher risk of concussion, accordingly.

Keywords: head impacts, headings, involuntary impacts, head accelerations, risk of concussions, female athletes, soccer

Introduction

In recent years, concussions have been considered as a scourge in the sporting world (Maher et al., 2014), leading to several studies investigating this injury. Sports usually considered have largely been contact sports, such as football and hockey (Stevens et al., 2008; Zemper, 2003). Although concussion is not generally associated with sports involving fewer head contacts, such as soccer, athletes playing soccer are far from spared, especially female athletes (Caccese et al., 2018; Maher et al., 2014). Soccer was revealed as the high school and collegiate sport with the highest rate of concussions in female athletes (Gessel et al., 2007). In Canada, among females aged between 15 and 19, from 2011 to 2017, soccer was found to cause more concussions (45%) than rugby (27%), ice hockey (21%) and ringette (7%) (Government of Canada, 2017). Epidemiological studies on soccer, focusing mainly on youth and elite adult players (Boden et al., 1998; Comstock et al., 2015; Gessel et al., 2007), have demonstrated a relatively high risk of concussion in soccer players, with elite adult players exhibiting a greater risk than youth players (Gessel et al., 2007).

To assess the relationship between head kinematics and concussions in soccer, studies have been carried out using controlled laboratory trials and subclinical observations. They revealed that headings are related to electrophysiological alterations, cognitive abnormalities and white matter microstructure changes (Di Virgilio et al., 2016; Lipton et al., 2013). However, controlled laboratory trials don't involve real-time games or training sessions and therefore, they don't replicate actual soccer play field conditions. While several wearable and wireless technologies have been developed in recent years, allowing a few on-field studies,

most studies have been restricted to the use of wires. These on-field studies analyzed head kinematics data (number of head impacts, magnitudes of head accelerations) during soccer games and training sessions involving youth and elite female soccer players (Caccese et al., 2016; Hanlon & Bir, 2012; Harriss et al., 2019; Lynall et al., 2016). For elite adult female players, studies have found head linear accelerations ranging from 10g to 66g ($28g \pm 18g$ for headings (Caccese et al., 2016)) and head rotational accelerations ranging from 320 to 15 670 rad/s^2 ($7100 \text{ rad/s}^2 \pm 4300 \text{ rad/s}^2$ for headings (Caccese et al., 2016)) (Lynall et al., 2016). One on-field study compared head accelerations caused by specific head impact events (headings, involuntary impacts) to a concussion risk criterion (Hanlon & Bir, 2012). In this study, data were collected from youth female players, but were restricted to training sessions, thus excluding the competition factor (Hanlon & Bir, 2012). This factor is associated with an increase in players' intensity and commitment level on the field and can lead up to a higher risk of concussions in games as compared to training sessions (Gessel et al., 2007).

In Canada, during the summer soccer season (May to September), adult amateur soccer is played outside on standard fields in an 11 against 11 players formula (11-player). During the winter season (October to April), soccer is played on indoor standard synthetic fields in a 7 against 7 players formula (7-player).

Therefore, the purpose of this study is to collect on-field measurements of linear and rotational head accelerations in order to identify the type of impacts (headings or involuntary impacts) potentially leading to a higher risk of concussion in adult amateur female soccer players during 11-player and 7-player games.

Materials and methods

Participants

This study was approved by the École de technologie supérieure Research and Ethics Committee (H20160603). Written informed consent was obtained from all players before participating in the study. A suitable sample of 16 volunteer female amateur soccer players

from the same team (age: 24.1 ± 1.4 years, height: 1.63 ± 0.1 m, mass: 63.5 ± 7.8 kg, years of experience: 16.4 ± 2.9 years) agreed to participate in the study ($\beta=95\%$, $\alpha=5\%$).

Instrumentation

Players wore a headband instrumented with a head-impacts dedicated wireless inertial measurement unit (SIM-G, Triax Technologies Inc., Norwalk, CT, USA) (Figure 1). The SIM-G has a high accuracy ($r>0.9$) for both linear and rotational acceleration when tested on an instrumented headform (Karton et al., 2016). Data recording was triggered when the linear acceleration of the head exceeded 10g.

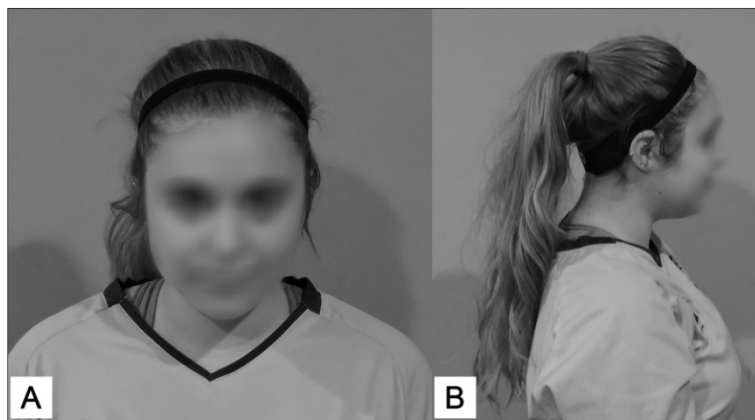


Figure A- X-1 Instrumented headband worn by a player:
A- Front view; B- Lateral view

Data were collected for 9 games on 16 amateur players during the summer season and for 8 games on 13 of them during the winter season. In summer, games were played on standard adult player fields, with an 11-player formula while in winter, games were played on indoor synthetic fields, with a 7-player formula. The playing surface of the indoor field was approximately 3 times smaller than the standard adult field (Soccer Canada, 2005). All games were played on synthetic fields, and no rain was observed.

Each player wore the same headband and SIM-G throughout the study and was told to play without accounting for it. Before each game, we noted the air temperature and the physical

parameters of the soccer balls, such as the circumference, the mass and the air pressure. We filmed all games with a camcorder (HDR CX405, Sony).

Head impact events data and statistical analysis

Following each game, we reviewed the videos, and then linked the head linear and rotational accelerations to its impact event, either a heading or an involuntary impact. We further classified the events under the following categories:

- For headings: jump (no feet on the ground), ball redirection (head rotation with feet on the ground), stable (both feet on the ground) or unstable (only one foot on the ground);
- For involuntary impacts: player collision, involuntary ball contact, running (deceleration or acceleration), ground impact or imbalance.

We rejected all other impact measurements not related to one of these categories.

We applied standard descriptive statistics to the physical properties of soccer balls, temperature and head acceleration. For data analysis, we started with a normality test and, depending on its result, selected a t-test or a Wilcoxon rank-sum test (W) for data comparison ($p < 0.05$). We evaluated the number of global and specific impact events per game. We also compared the number (per game) and magnitudes of headings to those of involuntary impacts. We analyzed both types of soccer games (11-player and 7-player) and compared them with one another.

We confronted head acceleration to Zhang et al. (2004) concussion risk criterion, which was developed using football data. According to this criterion, linear acceleration exceeding 66g, 82g and 106g or rotational acceleration exceeding 4600 rad/s², 5900 rad/s² and 7900 rad/s² indicated a 25%, 50% and 80% risk of concussion, respectively.

Results

An analysis of playing conditions showed no significant difference in temperature during the 11-player ($21.5^{\circ}\text{C} \pm 2.7^{\circ}\text{C}$) and 7-player ($20.4^{\circ}\text{C} \pm 1.1^{\circ}\text{C}$) games ($p=0.5$). We observed no significant difference for the mass ($p=0.06$) and pressure ($p=0.14$) of the soccer balls. However, their circumference was significantly different between 11- and 7-player games ($p=0.03$) (Supplementary Table 1).

Head impact events

A total of 294 impact events was recorded, with 139 impacts during 11-player games and 155 during 7-player games. Figure 2 shows the total number of headings and involuntary impacts for 11- and 7-player games. We observed no significant difference in terms of total number of impact events ($p=0.2$), the number of headings ($p=0.3$) and the number of involuntary impacts ($p=0.6$) between the 11-player and 7-player games. However, we observed significantly more headings than involuntary impacts during both 11-player ($p=0.03$) and 7-player ($p<0.001$) games.

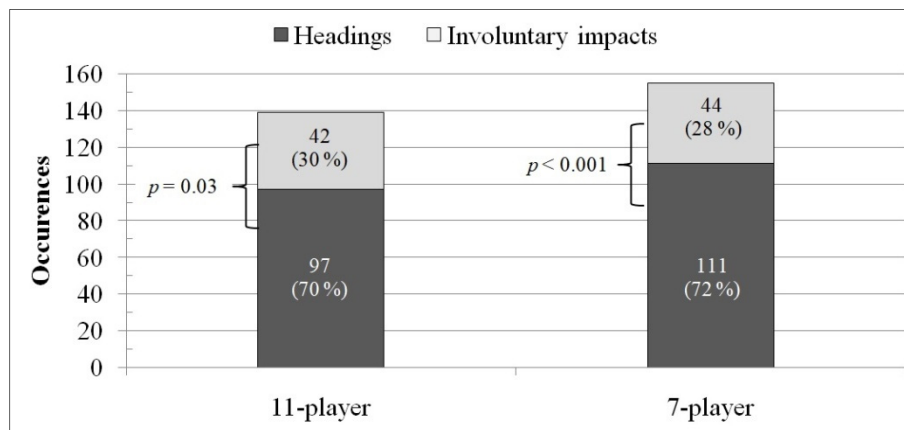


Figure A- X-2 Impact events registered during the 11-player and 7-player games

During 11-player games, the highest numbers of headings were for jump (39) and ball redirection (39) followed by unstable (13) and stable (6). During 7-player games, the highest numbers were for ball redirection (46) followed by jump (34), stable (24) and unstable (7).

The most frequent involuntary impact event was player collision for both types of games (14 for 11-player; 19 for 7-player) followed by:

- Involuntary ball contact for 11-player (11); running for 7-player (8);
- Imbalance for 11-player (7) and 7-player (7);
- Running for 11-player (6); involuntary ball contact for 7-player (6);
- Ground impact for 11-player (4) and 7-player (4).

Head impact event magnitudes

Figure 3 presents linear and rotational head accelerations. For all impact events, we observed no difference between the 11-player and the 7-player games for linear ($p=0.8$) and rotational ($p=0.2$) accelerations magnitudes. There was no significant difference between the head acceleration magnitudes measured during the 11-player and the 7-player games, for both headings ($p=0.7$ linear acceleration; $p=0.8$ rotational acceleration) and involuntary impacts ($p=0.3$ linear acceleration; $p=0.4$ rotational acceleration). For both types of games, the linear ($p<0.001$ 11-player; $p<0.001$ 7-player) and rotational accelerations ($p<0.001$ 11-player; $p<0.001$ 7-player) exhibited significantly higher magnitudes for headings than for involuntary impacts.

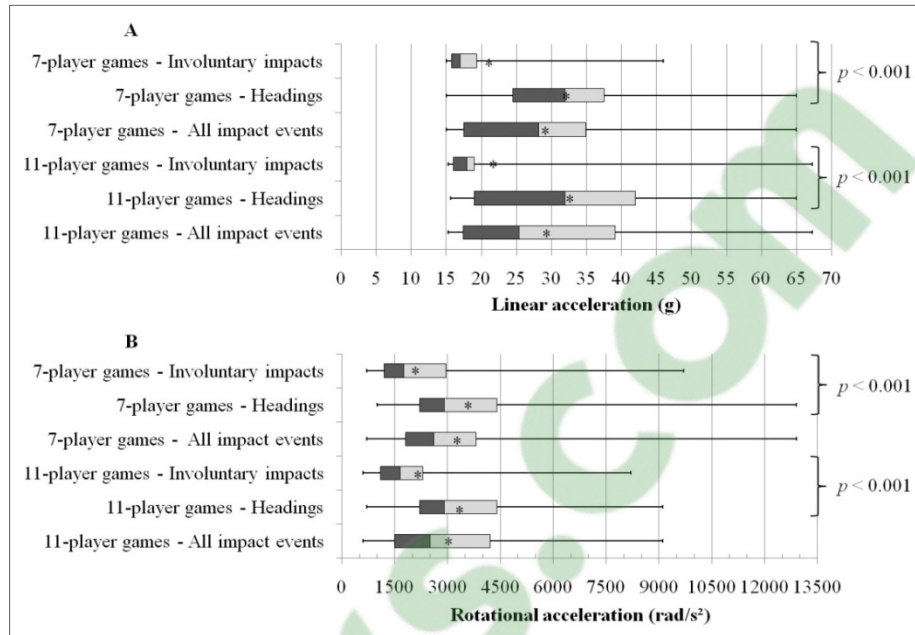


Figure A- X-3 Head acceleration caused by headings and involuntary impacts: A- linear acceleration (g) and B- rotational acceleration (rad/s²)

No concussion was diagnosed during this study. Only one impact event led to a linear acceleration exceeding the 25% concussion risk threshold (Figure 4 A). However, for rotational acceleration, 23 impact events out of 139 (17%) exceeded at least the first concussion risk threshold during the 11-player games, and 30 out of 155 (19%) during the 7-player games (Figure 4 B).

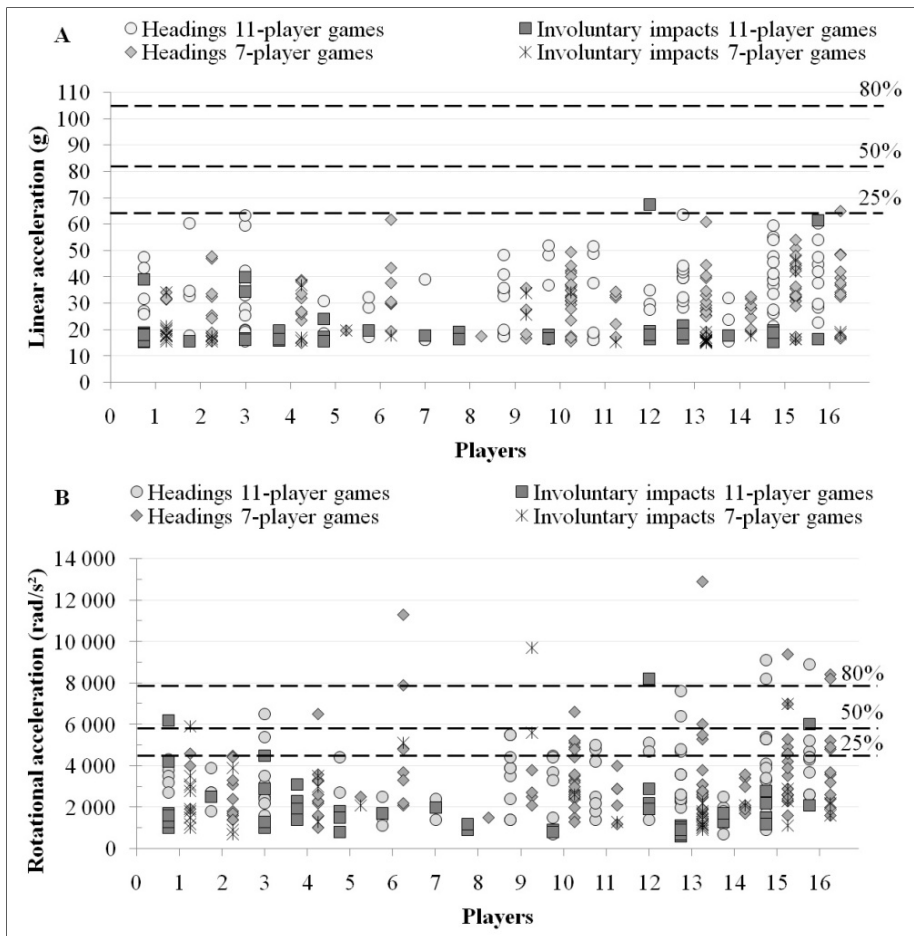


Figure A- X-4 11-player and 7-player: head acceleration for headings and involuntary impacts by player: A- linear acceleration (g) B- rotational acceleration (rad/s²). Horizontal lines define the 25%, 50% and 80% concussion risk

For rotational acceleration, the first concussion threshold was exceeded by 20 out of 97 (21%) headings and 3 out of 42 (7%) involuntary impacts for 11-player games and 25 out of 111 (23%) headings and 5 out of 44 (11%) involuntary impacts for 7-player games (Figure 5). There was no significant difference between the 11-player and 7-player games in terms of the number of headings ($p=0.43$) and of the number of involuntary impacts ($p=0.42$). However, for both types of games, there were significantly more headings exceeding at least the first rotational acceleration threshold than involuntary impacts ($p=0.03$ 11-player, $p<0.001$ 7-player).

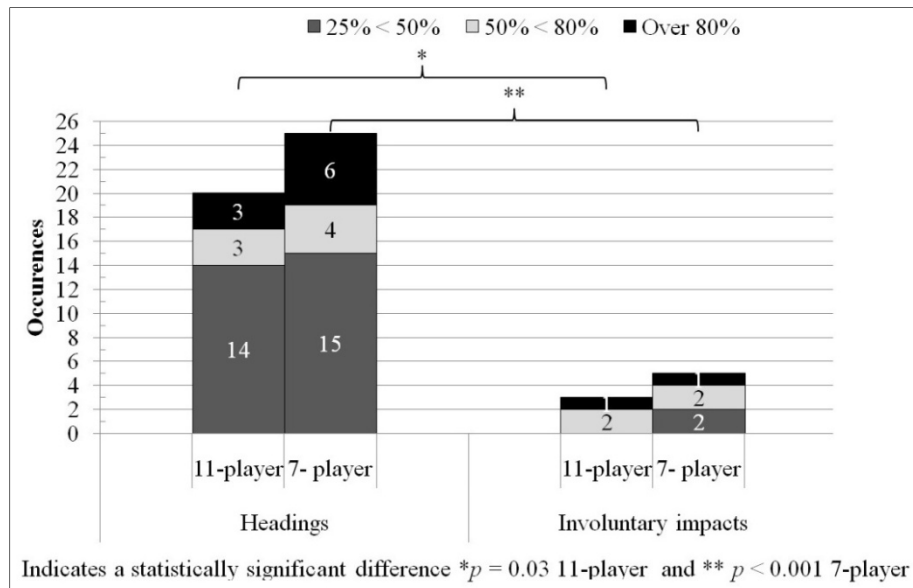


Figure A- X-5 Impact events over the concussion risks threshold for the 11-player and 7-player games

Discussion

The purpose of our study was to identify the type of impacts leading to a potentially higher risk of concussion between 2 types of adult amateur female soccer games (11-player and 7-player) by comparing the head accelerations sustained during games to a concussion risk criterion (Zhang et al., 2004). This study included amateur adult players, which improves knowledge for a population with limited data in the literature. The main asset of this study is that the same players were enrolled in both types of games, thus ensuring comparable results. Moreover, we observed no difference between the 11- and 7-player games in terms of the temperature and of the mass and pressure of the soccer balls. The only observed variation was in the circumference of the soccer balls. Therefore, the 11-player and 7-player soccer games were directly comparable.

Headings

Adult amateur female soccer players were shown to experience more headings than involuntary impacts, no matter the type of game. Even in training sessions, Hanlon and Bir (2012) found a higher headings count than involuntary impacts in youth amateur female players. For both types of games, headings had statistically higher head acceleration than did

involuntary impacts. This could be due to the most common headings identified in this study: jump and ball redirection. By executing these headings, players could be subjected to higher head accelerations than involuntary impacts due to differences of head-neck stabilization (Mansell et al., 2005).

Results also suggest that playing soccer on a smaller field leads to an increased number of ball redirection. Space restrictions can favor high ball passes over ground passes, which can increase the number of headings (Lennox et al., 2006). Moreover, the restricted space could have compelled players to execute more ball redirections when they had to do a heading, as identified in this study, since a straight ball could either go too close to their own goal or go directly to the opposite team's defense players.

Involuntary impacts

The results also show that no matter the type of game, amateur female players experience more player collisions than any other type of involuntary impacts, corroborating many studies performed in both youth and elite adult soccer players (Boden et al., 1998; Comstock et al., 2015; Hanlon & Bir, 2012). Comstock et al. (2015) and Boden et al. (1998) noted that concussions diagnosed among high school and college female players were most often caused by contact with another player than by ground impact or contact with a playing equipment. Hanlon and Bir (2012) observed that player collisions generated most of involuntary impacts in youth players.

Head acceleration magnitudes

Our results showed that linear head accelerations from all impact events in adult amateur female soccer players were of similar magnitudes to those of elite adult female players measured by Caccese et al. (2016) for 11-players formation while rotational head accelerations were similar to those of Lynall et al. (2016) in similar conditions. It is essential to acknowledge that adult amateur players are usually self-supervised and do not have the same immediate medical support to help them manage possible concussions, as do adult elite

players. Therefore, amateur players need better support regarding awareness and prevention of concussion risks.

Risk of concussion

Our study suggests that rotational acceleration could lead to higher risks of concussion than linear acceleration. One impact event exceeded at least the 25% risk of concussion threshold for linear acceleration, while 53 impact events did it for rotational accelerations. This is comparable with Hanlon and Bir (2012), where no impact event reached the linear threshold, while three impact events exceeded the first rotational concussion risk threshold. Overall, adult amateur female soccer players experienced more headings, with higher head accelerations than involuntary impacts, regardless of the types of game. This suggests that headings could be more harmful than involuntary impacts for this population.

No concussion was diagnosed in this study, as was in Hanlon and Bir (2012), which recorded many impact events above the 50% and 80% concussion risk thresholds. These results could be explained by the fact that up to 50% of all concussions are not diagnosed due to a lack of player awareness regarding risks and symptoms of concussions (Harmon et al., 2013). It could also suggest that further research is needed to develop a criterion based on data collected specifically from soccer players. Accordingly, Zhang et al. (2004) criterion may not be perfectly suitable for soccer analysis. The substantial differences between football and soccer, such as equipment (no helmet versus helmet) and impact events (headings versus high-speed head-to-head/shoulder impacts), could generate distinct injury risk thresholds. Nevertheless, this statement does not alter the results or the conclusions of this study, since the injury risk related to soccer players was evaluated after all games. These results could also suggest that the head acceleration may not be the only cause of concussions, but would rather be a combination of head acceleration magnitude and frequency of impact events (repeated subconcussive head acceleration (Di Virgilio et al., 2016; Lipton et al., 2013)) during games.

The limited amount of games monitored in our study only allowed us to evaluate one 11- and 7-player soccer season. Larger groups of adult amateur female players are needed to allow a better understanding of head impact events and head acceleration during amateur soccer games and to develop a soccer-specific concussion risk criterion. Our results, however, suggest that regardless of the types of game, headings performed by amateur female soccer players are more harmful than involuntary impacts during soccer games.

Acknowledgements

This study would not have been possible without the committed participation of players. We would also like to thank Gabriel Felx for his help regarding acquisition management.

This work was supported by the the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada [NSERC PGSD3-503632]; and the École de technologie postgraduate scholarship.

References

- Boden, B. P., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (1998). Concussion Incidence in Elite College Soccer Players. *Am J Sports Med.*, 26(2), 238-241.
- Caccese, Buckley, Tierney, Rose, Glutting, & Kaminski. (2018). Sex and age differences in head acceleration during purposeful soccer heading. *Res Sports Med*, 26(1), 64-74.
- Caccese, Lamond, Buckley, & Kaminski. (2016). Reducing purposeful headers from goal kicks and punts may reduce cumulative exposure to head acceleration. *Res Sports Med*, 24(4), 407-415.
- Comstock, R. D., Currie, D. W., Pierpoint, L. A., Grubenhoff, J. A., & Fields, S. K. (2015). An Evidence-Based Discussion of Heading the Ball and Concussions in High School Soccer. *JAMA Pediatr*, 169(9), 830-837. doi:10.1001/jamapediatrics.2015.1062
- Di Virgilio, T. G., Hunter, A., Wilson, L., Stewart, W., Goodall, S., Howatson, G., . . . Ietswaart, M. (2016). Evidence for Acute Electrophysiological and Cognitive Changes Following Routine Soccer Heading. *EBioMedicine.*, 13, 66-71.

- Gessel, L. M., Fields, S. K., Collins, C. L., Dick, R. W., & Comstock, R. D. (2007). Concussions among United States high school and collegiate athletes. *J Athl Train.*, 42(4), 495-503.
- Government of Canada. (2017). Sport and Recreation-related Concussions and Other Traumatic Brain Injuries Among Canada's Children and Youth. Gouv. of Canada. Retrieved 22-07 from <https://health-infobase.canada.ca/>
- Hanlon, E. M., & Bir, C. A. (2012). Real-time head acceleration measurement in girls' youth soccer. *Med Sci Sports Exerc.*, 44(6), 1102-1108. doi:10.1249/MSS.0b013e3182444d7d
- Harmon, K. G., Drezner, J., Gammons, M., Guskiewicz, K., Halstead, M., Herring, S., . . . Roberts, W. (2013). American Medical Society for Sports Medicine Position Statement: Concussion in Sport. *Br J Sports Med.*, 47, 15-26.
- Harriss, A., Johnson, A. M., Walton, D. M., & Dickey, J. P. (2019). Head impact magnitudes that occur from purposeful soccer heading depend on the game scenario and head impact location. *Musculoskeletal Science and Practice*, 40, 53-57.
- Karton, C., Oeur, A. R., & Hoshizaki, T. B. (2016, July). Measurement accuracy of head impact monitoring sensor in sport. 34 International Conference of Biomechanics in Sport, Japan.
- Lennox, J. W., Rayfield, J., Steffen, B., & National Soccer Coaches Association of, A. (2006). Soccer skills & drills. *Human Kinetics*.
- 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. doi:10.1148/radiol.13130545
- Lynall, R. C., Clark, M. D., Grand, E. E., Stucker, J. C., Littleton, A. C., Aguilar, A. J., . . . Mihalik, J. P. (2016). Head Impact Biomechanics in Women's College Soccer. *Med Sci Sports Exerc.*, 48(9), 1772–1778. doi:10.1249/MSS.0000000000000951
- Maher, M. E., Hutchison, M., Cusimano, M., Comper, P., & Schweizer, T. A. (2014). Concussions and heading in soccer: a review of the evidence of incidence, mechanisms, biomarkers and neurocognitive outcomes. *Brain injury*, 28(3), 271-285.

Mansell, J., Tierney, R. T., Sitler, M. R., Swanik, K. A., & Stearne, D. (2005). Resistance training and head-neck segment dynamic stabilization in male and female collegiate soccer players. *J Athl Train*, 40(4), 310-319.

Soccer Canada. (2005). Long-term player development. The Canadian Soccer Association,. Retrieved 10-22 from <https://westvanfc.com/upload/doc/CSALTDP.pdf>

Stevens, S. T., Lassonde, M., de Beaumont, L., & Keenan, J. P. (2008). In-game fatigue influences concussions in national hockey league players. *Res Sports Med*, 16(1), 68-74. doi:10.1080/15438620701879020

Zemper, E. D. (2003). A Two-Year Prospective Study of Cerebral Concussion in American Football. *Res Sports Med*, 11(3), 157-172. doi:10.1080/15438620390231175

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.

Tableau-A X-1 (Supplementary) Physical properties of soccer balls for the 11-player and 7-player soccer games

	11-player	7-player	<i>P</i>-value
Circumference (mm)	691 ± 2.9	702 ± 13.5	0.03
Mass (g)	431 ± 8.2	436 ± 2.0	0.06
Pressure (kPa)	63 ± 5.0	53 ± 18.3	0.14

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- A. O. Fernandes, Fábio., et Ricardo. J. Alves de Sousa. 2015. « Head injury predictors in sports trauma A state-of-the-art review ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 229, n° 8, p. 592-608.
- Acerini, C. L., R. C. Tasker, S. Bellone, G. Bona, C. J. Thompson et M. O. Savage. 2006. « Hypopituitarism in childhood and adolescence following traumatic brain injury: the case for prospective endocrine investigation ». *Eur J Endocrinol*, vol. 155, n° 5, p. 663-9.
- Alf, T. Tysvaer, et Storli Odd-Vebjørn. 1989. « Soccer injuries to the brain : A neurologic and electroencephalographic study of active football players ». *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 17, n° 4, p. 573-578.
- Allison, M. A., Y. S. Kang, M. R. Maltese, J. H. th Bolte et K. B. Arbogast. 2015. « Measurement of Hybrid III Head Impact Kinematics Using an Accelerometer and Gyroscope System in Ice Hockey Helmets ». *Annals of biomedical engineering*, vol. 43, n° 8, p. 1896-906.
- Altair. 2018. « Energy Balance ». In *Explicit Structural Finite Element Analysis*. < <https://connect.altair.com/CP/kb-view.html?kb=168710> >. Consulté le 08-28.
- Anna Oeur, R., C. Karton et T. Blaine Hoshizaki. 2016. « Impact frequency validation of head impact sensor technology for use in sport ». In *34 International Conference of Biomechanics in Sport (2016)* (Japon, 18-22 Juillet 2016), p. 79-83.
- Backous, D. D., K. E. Friedl, N. J. Smith, T. J. Parr et W. D. Carpine, Jr. 1988. « Soccer injuries and their relation to physical maturity ». *Am J Dis Child*, vol. 142, n° 8, p. 839-42.
- Baumgartner, Daniel, et Rémy Willinger. 2005. « Human head tolerance limits to specific injury mechanisms inferred from real world accident numerical reconstruction ». *Revue Européenne des Éléments Finis*, vol. 14, n° 4-5, p. 421-443.
- Beckwith, Jonathan G., Wei Zhao, Songbai Ji, Amaris G. Ajamil, Richard P. Bolander, Jeffrey J. Chu, Thomas W. McAllister, Joseph J. Crisco, Stefan M. Duma, Steven Rowson, Steven P. Broglio, Kevin M. Guskiewicz, Jason P. Mihalik, Scott Anderson, Brock Schnebel, P. Gunnar Broolinson, Michael W. Collins et Richard M. Greenwald. 2018. « Estimated Brain Tissue Response Following Impacts Associated With and Without Diagnosed Concussion ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 46, n° 6, p. 819-830.

- Caccese, Jaclyn B., Lindsey C. Lamond, Thomas A. Buckley et Thomas W. Kaminski. 2016. « Reducing purposeful headers from goal kicks and punts may reduce cumulative exposure to head acceleration ». *Research in Sports Medicine*, vol. 24, n° 4, p. 407-415.
- Campbell, K. R., M. J. Warnica, I. C. Levine, J. S. Brooks, A. C. Laing, T. A. Burkhart et J. P. Dickey. 2016. « Laboratory Evaluation of the gForce Tracker, a Head Impact Kinematic Measuring Device for Use in Football Helmets ». *ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 44, n° 4, p. 1246-1256.
- Chamard, E., M. Lassonde, L. Henry, J. Tremblay, Y. Boulanger, L. De Beaumont et H. Theoret. 2013. « Neurometabolic and microstructural alterations following a sports-related concussion in female athletes ». *Brain Inj*, vol. 27, n° 9, p. 1038-46.
- Collins, C. L., E. N. Fletcher, S. K. Fields, L. Kluchurosky, M. K. Rohrkemper, R. D. Comstock et R. C. Cantu. 2014. « Neck strength: a protective factor reducing risk for concussion in high school sports ». *J Prim Prev*, vol. 35, n° 5, p. 309-19.
- Comstock, R. D., D. W. Currie, L. A. Pierpoint, J. A. Grubenhoff et S. K. Fields. 2015. « An Evidence-Based Discussion of Heading the Ball and Concussions in High School Soccer ». *JAMA Pediatr*, vol. 169, n° 9, p. 830-7.
- Dassault Systèmes. 2014. « Rigid body definition ». < <http://130.149.89.49:2080/v6.14/books/usb/default.htm?startat=pt01ch02s04aus22.html#usb-int-arigidoverview> >. Consulté le 07-04.
- De Beaumont, L., M. Beauchemin, C. Beaulieu et P. Jolicoeur. 2013. « Long-term attenuated electrophysiological response to errors following multiple sports concussions ». *J Clin Exp Neuropsychol*, vol. 35, n° 6, p. 596-607.
- De Beaumont, L., B. Brisson, M. Lassonde et P. Jolicoeur. 2007. « Long-term electrophysiological changes in athletes with a history of multiple concussions ». *Brain Inj*, vol. 21, n° 6, p. 631-44.
- Di Virgilio, Thomas G., Angus Hunter, Lindsay Wilson, William Stewart, Stuart Goodall, Glyn Howatson, David I. Donaldson et Magdalena Ietswaart. 2016. « Evidence for Acute Electrophysiological and Cognitive Changes Following Routine Soccer Heading ». *EBioMedicine.*, vol. 13, p. 66-71.
- ElShafei, Hesham A., Romain Bouet, Olivier Bertrand et Aurélie Bidet-Caulet. 2018. « Two Sides of the Same Coin: Distinct Sub-Bands in the α Rhythm Reflect Facilitation and Suppression Mechanisms during Auditory Anticipatory Attention ». *eNeuro*, vol. 5, n° 4, p. ENEURO.0141-18.2018.

- Fahlstedt, Madelen, Katrien Baeck, Peter Halldin, Jos Vander Sloten, Jan Goffin, Bart Depreitere et Svein Kleiven. 2012. « Influence of Impact Velocity and Angle in a Detailed Reconstruction of a Bicycle Accident ». In *Proc. of the 2012 International IRCOBI Conf. on the Biomechanics of Impacts (2012)*: 787-99. Web.
- FIFA. 2016. « Lois du jeu ». < http://fr.fifa.com/mm/Document/FootballDevelopment/Refereeing/02/79/92/44/Laws_of_the_Game_16-17_French_printview_French.pdf >. Consulté le 03-07.
- Flow-3D. 2020. « Implicit vs. Explicit Numerical Methods ». In *Numerical Issues*. < <https://www.flow3d.com/resources/cfd-101/numerical-issues/implicit-versus-explicit-numerical-methods/> >. Consulté le 02-06.
- Garcia-Gonzalez, D., J. Jayamohan, S. N. Sotiropoulos, S. H. Yoon, J. Cook, C. R. Siviour, A. Arias et A. Jérusalem. 2017. « On the mechanical behaviour of PEEK and HA cranial implants under impact loading ». *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 69, p. 342-354.
- Garcia-Gonzalez, Daniel, Nicholas S. Race, Natalie L. Voets, Damian R. Jenkins, Stamatios N. Sotiropoulos, Glen Acosta, Marcela Cruz-Haces, Jonathan Tang, Riyi Shi et Antoine Jérusalem. 2018. « Cognition based bTBI mechanistic criteria; a tool for preventive and therapeutic innovations ». *Sci Rep Scientific Reports*, vol. 8, n° 1.
- Gennarelli, T. A., J. H. Adams et D. I. Graham. 1981. « Acceleration induced head injury in the monkey. I. The model, its mechanical and physiological correlates ». *Acta Neuropathol Suppl*, vol. 7, p. 23-5.
- Gessel, L. M., S. K. Fields, C. L. Collins, R. W. Dick et R. D. Comstock. 2007. « Concussions among United States high school and collegiate athletes ». *J Athl Train.*, vol. 42, n° 4, p. 495-503.
- Guay, Samuel, Louis De Beaumont, Brandi Lee Drisdelle, Jean-Marc Lina et Pierre Jolicoeur. 2018. « Electrophysiological impact of multiple concussions in asymptomatic athletes: A re-analysis based on alpha activity during a visual-spatial attention task ». *Neuropsychologia Neuropsychologia*, vol. 108, p. 42-49.
- Hamid, N. H. A., N. Sulaiman, Z. H. Murat et M. N. Taib. 2015. « Brainwaves stress pattern based on perceived stress scale test ». In *2015 IEEE 6th Control and System Graduate Research Colloquium (ICSGRC)*. (10-11 Aug. 2015), p. 135-140.
- Hanlon, E., et C. Bir. 2010. « Validation of a wireless head acceleration measurement system for use in soccer play ». *J Appl Biomech*, vol. 26, n° 4, p. 424-31.

- Hanlon, E. M., et C. A. Bir. 2012. « Real-time head acceleration measurement in girls' youth soccer ». *Med Sci Sports Exerc.*, vol. 44, n° 6, p. 1102-8.
- Hari, Riitta, et Aina Puce. 2017. « MEG-EEG primer ».
- Harmon, K. G., J. Drezner, M. Gammons, K. Guskiewicz, M. Halstead, S. Herring, J. Kutcher, A. Pana, M. Putukian et W. Roberts. 2013. « American Medical Society for Sports Medicine Position Statement: Concussion in Sport ». *Br J Sports Med.*, vol. 47, p. 15-26.
- Harriss, Alexandra, Andrew M. Johnson, David M. Walton et James P. Dickey. 2019. « Head impact magnitudes that occur from purposeful soccer heading depend on the game scenario and head impact location ». *Musculoskeletal Science and Practice*, vol. 40, p. 53-57.
- Hassan, Mohd Hasnun Arif, et Zahari Taha. 2015. « Finite Element Analysis of Soccer Heading ». *Procedia Engineering Procedia Engineering*, vol. 112, p. 46-51.
- Hong, S., et T. Asai. 2014. « Effect of panel shape of soccer ball on its flight characteristics ». *Sci Rep*, vol. 4, p. 5068.
- Ianof, J. N., et R. Anghinah. 2017. « Traumatic brain injury: An EEG point of view ». *Dement Neuropsychol*, vol. 11, n° 1, p. 3-5.
- Interaxon inc. 2016. « TECHNICAL SPECIFICATIONS, VALIDATION, AND RESEARCH USE ». < <http://developer.choosemuse.com/technical-specifications> >.
- Iwamoto, M., Y. Nakahira, Atsutaka Tamura, Hideyuki Kimpara, I. Watanabe et K. Miki. 2007. « Development of advanced human models in THUMS ». *6th European LS-DYNA Users' Conference*, p. 47-56.
- J. Clutterbuck. 2015. « Muse Monitor ». < <https://musemonitor.com/> >.
- Janda, D. H., C. A. Bir et A. L. Cheney. 2002. « An evaluation of the cumulative concussive effect of soccer heading in the youth population ». *Inj Control Saf Promot*, vol. 9, n° 1, p. 25-31.
- Ji, S., H. Ghadyani, J. G. Beckwith, R. Bolander, T. W. McAllister, J. C. Ford, K. Paulsen, K. Ernstrom, R. Rama, S. Jain et R. M. Greenwald. 2013. « A PARAMETRIC COMPARISON OF THREE FINITE ELEMENT MODELS OF THE HUMAN HEAD UNDER REPRESENTATIVE IMPACTS IN CONTACT SPORTS ». In *International Symposium, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. (Salt Lake City, Utah, USA), sous la dir. de Engineering, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical, p. 163-164. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. <

<http://cmbbe13.sci.utah.edu/images/proceedings/CMBBE13%20Conference%20ProceedingsLoRes.pdf> >.

- Ji, Songbai, Wei Zhao, James C. Ford, Jonathan G. Beckwith, Richard P. Bolander, Richard M. Greenwald, Laura A. Flashman, Keith D. Paulsen et Thomas W. McAllister. 2015. « Group-Wise Evaluation and Comparison of White Matter Fiber Strain and Maximum Principal Strain in Sports-Related Concussion ». *Journal of Neurotrauma*, vol. 32, n° 7, p. 441-454.
- Kang, Ho-Sung. 1997. « Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling ». *Stapp Car Crash Conference proceedings*.
- Kantar, T. N. S. 2018. *Sondage initial sur la compréhension et la sensibilisation en matière de commotions cérébrales liées au sport*. Sondage. Canada: Agence de santé publique du Canada, 109 p. < http://epe.lac-bac.gc.ca/100/200/301/pwgsc-tps-gc/portef/public_health_agency_canada/2018/021-17-f/index.html >.
- Karton, C., A.R. Oeur et T.B. Hoshizaki. 2016. « Measurement accuracy of head impact monitoring sensor in sport ». In *34 International Conference of Biomechanics in Sport*. (Japan, July). Consulté le 22-10.
- Kimpara, H., et M. Iwamoto. 2012. « Mild traumatic brain injury predictors based on angular accelerations during impacts ». *Annals of biomedical engineering*, vol. 40, n° 1, p. 114-26.
- Krigolson, O. E., C. C. Williams, A. Norton, C. D. Hassall et F. L. Colino. 2017. « Choosing MUSE: Validation of a Low-Cost, Portable EEG System for ERP Research ». *Front Neurosci*, vol. 11, p. 109.
- Lecours, Caroline. 2017. *Analyse biomécanique du risque de traumatisme crânio-cérébral léger lors de la pratique du soccer*. texte. Coll. « Mgm », 2017:8]. Montréal: École de technologie supérieure, 1 ressource en ligne (xxiii, 173 pages) p.
- Lipton, M. L., N. Kim, M. E. Zimmerman, M. Kim, W. F. Stewart, C. A. Branch et R. B. Lipton. 2013. « Soccer heading is associated with white matter microstructural and cognitive abnormalities ». *Radiology*, vol. 268, n° 3, p. 850-7.
- Loyd, A. M., R. W. Nightingale, J. F. Luck, H. Cutcliffe, B. S. Myers, C. Bass et Y. Song. 2014. « The response of the adult and ATD heads to impacts onto a rigid surface ». *Accid. Anal. Prev. Accident Analysis and Prevention*, vol. 72, p. 219-229.
- Lynall, R. C., M. D. Clark, E. E. Grand, J. C. Stucker, A. C. Littleton, A. J. Aguilar, M. A. Petschauer, E. F. Teel et J. P. Mihalik. 2016. « Head Impact Biomechanics in Women's College Soccer ». *Med Sci Sports Exerc.*, vol. 48, n° 9, p. 1772-1778.

- Mansell, J., R. T. Tierney, M. R. Sitler, K. A. Swanik et D. Stearne. 2005. « Resistance training and head-neck segment dynamic stabilization in male and female collegiate soccer players ». *J Athl Train*, vol. 40, n° 4, p. 310-9.
- Marar, M., N. M. McIlvain, S. K. Fields et R. D. Comstock. 2012. « Epidemiology of Concussions Among United States High School Athletes in 20 Sports ». *Am J Sports Med*, vol. 40, n° 4, p. 747-755.
- Marieb, Elaine Nicpon, Katja Hoehn, Linda Moussakova, René Lachaine et Jean-Pierre Artigau. 2010. *Anatomie et physiologie humaines*, 4e éd. Saint-Laurent, Québec: Éditions du Renouveau pédagogique.
- McAllister, Thomas W., James C. Ford, Songbai Ji, Jonathan G. Beckwith, Laura A. Flashman, Keith Paulsen et Richard M. Greenwald. 2012. « Maximum Principal Strain and Strain Rate Associated with Concussion Diagnosis Correlates with Changes in Corpus Callosum White Matter Indices ». *Ann Biomed Eng Annals of Biomedical Engineering*, vol. 40, n° 1, p. 127-140.
- McCrory, P., W. Meeuwisse, J. Dvorák, M. Aubry, J. Bailes, S. Broglio, R. C. Cantu, D. Cassidy, R. J. Echemendia, R. J. Castellani, G. A. Davis, R. Ellenbogen, C. Emery, L. Engebretsen, N. Feddermann-Demont, C. C. Giza, K. M. Guskiewicz, S. Herring, G. L. Iverson, K. M. Johnston, J. Kissick, J. Kutcher, J. J. Leddy, D. Maddocks, M. Makdissi, G. T. Manley, M. McCrea, W. P. Meehan, S. Nagahiro, J. Patricios, M. Putukian, K. J. Schneider, A. Sills, C. H. Tator, M. Turner et P. E. Vos. 2017. « Consensus statement on concussion in sport-the 5th international conference on concussion in sport held in Berlin, October 2016 ». *British journal of sports medicine*, vol. 51, n° 11, p. 838-847.
- McCuen, E., D. Svaldi, K. Breedlove, N. Kraz, B. Cumiskey, E. L. Breedlove, J. Traver, K. F. Desmond, R. E. Hannemann, E. Zanath, A. Guerra, L. Leverenz, T. M. Talavage et E. A. Nauman. 2015. « Collegiate women's soccer players suffer greater cumulative head impacts than their high school counterparts ». *J Biomech.*, vol. 48, n° 13, p. 3720-3.
- Meythaler, J. M., J. D. Peduzzi, E. Eleftheriou et T. A. Novack. 2001. « Current concepts: diffuse axonal injury-associated traumatic brain injury ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82, n° 10, p. 1461-71.
- Mitchell, Damon J., Neil McNaughton, Danny Flanagan et Ian J. Kirk. 2008. « Frontal-midline theta from the perspective of hippocampal “theta” ». *Progress in Neurobiology*, vol. 86, n° 3, p. 156-185.

- Munro Krull, Erin, Shuzo Sakata et Taro Toyozumi. 2019. « Theta Oscillations Alternate With High Amplitude Neocortical Population Within Synchronized States ». *Frontiers in Neuroscience*, vol. 13.
- Naunheim, R. S., A. Ryden, J. Standeven, G. Genin, L. Lewis, P. Thompson et P. Bayly. 2003. « Does soccer headgear attenuate the impact when heading a soccer ball? ». *Acad Emerg Med*, vol. 10, n° 1, p. 85-90.
- Neurohealth. 2020. « Brainwaves the language ». < <https://nhahealth.com/brainwaves-the-language/> >. Consulté le 01-20.
- Newson, Jennifer J.;. 2018. « The Remarkable Inconsistency of EEG Frequency Band Definitions ». < <https://sapienlabs.org/the-remarkable-inconsistency-of-frequency-band-definitions/> >. Consulté le 01-22.
- NHTSA, United States, National Highway Traffic Safety Administration. 1983. *Head and neck injury criteria : a consensus workshop* (1983). Washington, D.C.: U.S. Dept. of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration : For sale by the Supt. of Docs., U.S. G.P.O.
- Nilsson, M., M. Hagglund, J. Ekstrand et M. Walden. 2013. « Head and neck injuries in professional soccer ». *Clin J Sport Med.*, vol. 23, n° 4, p. 255-60.
- Oeur, R. Anna, Clara Karton, Andrew Post, Philippe Rousseau, T. Blaine Hoshizaki, Shawn Marshall, Susan E. Brien, Aynsley Smith, Michael D. Cusimano et Michael D. Gilchrist. 2015. « A comparison of head dynamic response and brain tissue stress and strain using accident reconstructions for concussion, concussion with persistent postconcussive symptoms, and subdural hematoma ». *JNS Journal of Neurosurgery*, vol. 123, n° 2, p. 415-422.
- Ommaya, A. K. , W. Goldsmith et L. Thibault. 2002. « Biomechanics and neuropathology of adult and paediatric head injury ». *Br J Neurosurg*, vol. 16, n° 3, p. 220-42.
- Pataky, Todd. 2019. « SPM1D ». Code source. < <http://spm1d.org/index.html#> >.
- Pataky, Todd, Mark Robinson et Jos Vanrenterghem. 2013. « Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories ». *Journal of Biomechanics*, vol. in press.
- Patton, Declan A. 2016. « A Review of Instrumented Equipment to Investigate Head Impacts in Sport ». *Applied Bionics and Biomechanics*.
- Pellman, E. J., D. C. Viano, A. M. Tucker, I. R. Casson et J. F. Waeckerle. 2003. « Concussion in professional football: reconstruction of game impacts and injuries ». *Neurosurgery*, vol. 53, n° 4, p. 799-812.

- Petraglia, A. L., J. E. Bailes et A. L. Day. 2015. *Handbook of neurological sports medicine concussion and other nervous system injuries in the athlete* (2015). Coll. « Neurological sports medicine ». Champaign, IL: Human Kinetics, xiii, 401 pages p.
- Post, A., et T. B. Hoshizaki. 2012. « Mechanisms of brain impact injuries and their prediction: A review ». *Trauma*, vol. 14, n° 4, p. 327-349.
- Post, Andrew, Marshall Kendall, David Koncan, Janie Cournoyer, T. Blaine Hoshizaki, Michael D. Gilchrist, Susan Brien, Michael D. Cusimano et Shawn Marshall. 2015. « Characterization of persistent concussive syndrome using injury reconstruction and finite element modelling ». *JMBBM Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 41, p. 325-335.
- Rahnama, N., T. Reilly et A. Lees. 2002. « Injury risk associated with playing actions during competitive soccer ». *Br J Sports Med*, vol. 36, n° 5, p. 354-9.
- Ratti, E., A. Verma, S. Waninger, C. Berka et G. Ruffini. 2017. « Comparison of medical and consumer wireless EEG systems for use in clinical trials ». *Front. Human Neurosci. Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 11.
- Reilly, T. 1997. « Energetics of high-intensity exercise (soccer) with particular reference to fatigue ». *J Sports Sci*, vol. 15, n° 3, p. 257-63.
- Rowson, S., et S. M. Duma. 2011. « Development of the STAR evaluation system for football helmets: integrating player head impact exposure and risk of concussion ». *Ann Biomed Eng.*, vol. 39, n° 8, p. 2130-40.
- Rowson, S., et S. M. Duma. 2013. « Brain injury prediction: Assessing the combined probability of concussion using linear and rotational head acceleration ». *Ann Biomed Eng Annals of Biomedical Engineering*, vol. 41, n° 5, p. 873-882.
- Rowson, S., S. M. Duma, J. G. Beckwith, J. J. Chu, R. M. Greenwald, J. J. Crisco, P. G. Brolinson, A. C. Duhaime, T. W. McAllister et A. C. Maerlender. 2012. « Rotational head kinematics in football impacts: an injury risk function for concussion ». *Ann Biomed Eng*, vol. 40, n° 1, p. 1-13.
- Ryan, Thomas P. 2009. *Modern regression methods*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- Santé Canada. 2012. « Le nomogramme de l'indice de masse corporelle (IMC) ». < http://www.hc-sc.gc.ca/fn-an/nutrition/weights-poids/guide-ld-adult/bmi_chart_java-graph_imc_java-fra.php >. Consulté le 01-28.
- Saporta, G. 1990. *Probabilités : analyse des données et statistique* (1990). Paris: Technip, xxvi, 493 p. p.

- Scally, B., M. R. Burke, D. Bunce et J. F. Delvenne. 2018. « Resting-state EEG power and connectivity are associated with alpha peak frequency slowing in healthy aging ». *Neurobiol. Aging Neurobiology of Aging*, vol. 71, p. 149-155.
- SCHIRPT, Système canadien hospitalier d'information et de recherche en prévention des traumatismes;. 2010. « Commotions cérébrales et traumatismes crâniens chez les enfants et les jeunes canadiens ». < http://www.parachutecanada.org/telechargez/programmes/actifsetensecurite/Commotions_et_blessures_dans_les_sept_sports_dequipe.pdf >. Consulté le 01-28.
- SCHIRPT, Système canadien hospitalier d'information et de recherche en prévention des traumatismes;. 2017. « Commotions cérébrales et traumatismes crâniens chez les enfants et les jeunes canadiens ». < <https://infobase.phac-aspc.gc.ca/datalab/head-injury-interactive-fr.html> >. Consulté le 11-01.
- Schneider, Klaus, et Ronald F. Zernicke. 1988. « Computer Simulation of Head Impact: Estimation of Head-Injury Risk during Soccer Heading ». *International Journal of Sport Biomechanics International Journal of Sport Biomechanics*, vol. 4, n° 4, p. 358-371.
- Schneider, Stefan, Vera Brümmer, Thomas Abel, Christopher D. Askew et Heiko K. Strüder. 2009. « Changes in brain cortical activity measured by EEG are related to individual exercise preferences ». *Physiology & Behavior Physiology & Behavior*, vol. 98, n° 4, p. 447-452.
- Schomer, Donald L., et F. H. Lopes da Silva. 2018. « Niedermeyer's electroencephalography : basic principles, clinical applications, and related fields ».
- Schulz, B. W., J. D. Lloyd et Iii W. E. Lee. 2008. « Estimation, simulation, and experimentation of a fall from bed ». *J. Rehabil. Res. Dev. Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 45, n° 8, p. 1227-1236.
- Seeck, Margitta, Laurent Koessler, Thomas Bast, Frans Leijten, Christoph Michel, Christoph Baumgartner, Bin He et Sándor Beniczky. 2017. « The standardized EEG electrode array of the IFCN ». *CLINPH Clinical Neurophysiology*, vol. 128, n° 10, p. 2070-2077.
- Shahabi, Hossein , Francois Tadel, Elizabeth Bock, John C Mosher, Richard M. Leahy et Sylvain Baillet. 2019. « Tutorial 10: Power spectrum and frequency filters ». In *Tutorials*. < <https://neuroimage.usc.edu/brainstorm/Tutorials/ArtifactsFilter?highlight=%28welch%29> >. Consulté le 11-19.

- Shewchenko, N., C. Withnall, M. Keown, R. Gittens et J. Dvorak. 2005a. « Heading in football. Part 1: development of biomechanical methods to investigate head response ». *Br J Sports Med*, vol. 39 Suppl 1, p. i10-25.
- Shewchenko, N., C. Withnall, M. Keown, R. Gittens et J. Dvorak. 2005b. « Heading in football. Part 2: biomechanics of ball heading and head response ». *Br J Sports Med*, vol. 39 Suppl 1, p. i26-32.
- Shewchenko, N., C. Withnall, M. Keown, R. Gittens et J. Dvorak. 2005c. « Heading in football. Part 3: effect of ball properties on head response ». *Br J Sports Med*, vol. 39 Suppl 1, p. i33-9.
- Surangsrirat, Decho, Apichart Intarapanich et SoutheastCon. 2015. « Analysis of the meditation brainwave from consumer EEG device ». p. 1-6.
- Tadel, François , Sylvain Baillet, John C. Mosher, Dimitrios Pantazis et Richard M. Leahy. 2011. « Brainstorm: A User-Friendly Application for MEG/EEG Analysis ». *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 2011.
- Tadel, Francois , Elizabeth Bock et Sylvain Baillet. 2019. « Tutorial 14: Additional bad segments ». In *Tutorial*. < https://neuroimage.usc.edu/brainstorm/Tutorials/BadSegments#Automatic_detection >. Consulté le 11-19.
- Takeda, T., K. Ishigami, S. Hoshina, T. Ogawa, J. Handa, K. Nakajima, A. Shimada, T. Nakajima et C. W. Regner. 2005. « Can mouthguards prevent mandibular bone fractures and concussions? A laboratory study with an artificial skull model ». *Dent Traumatol*, vol. 21, n° 3, p. 134-40.
- Takhounts, E. G., S. A. Ridella, V. Hasija, R. E. Tannous, J. Q. Campbell, D. Malone, K. Danelson, J. Stitzel, S. Rowson et S. Duma. 2008. « Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) Finite Element Head Model ». *STAPP CAR CRASH JOURNAL*, vol. 52, p. 1-32.
- Talk Football. 2016. « Improving Your Football Skills ». < <http://www.talkfootball.co.uk/guides.html> >. Consulté le 02-24.
- Therriault, M., L. De Beaumont, N. Gosselin, M. Filipinni et M. Lasseonde. 2009. « Electrophysiological abnormalities in well functioning multiple concussed athletes ». *Brain Inj*, vol. 23, n° 11, p. 899-906.
- Thibault, L. E. 1993. *Brain injury from the macro to the micro level and back again: what have we learned to date?*

- Thompson, Trevor, Tony Steffert, Tomas Ros, Joseph Leach et John Gruzelier. 2008. « EEG applications for sport and performance ». *YMETH Methods*, vol. 45, n° 4, p. 279-288.
- Tierney, R. T., M. R. Sitler, C. B. Swanik, K. A. Swanik, M. Higgins et J. Torg. 2005. « Gender differences in head-neck segment dynamic stabilization during head acceleration ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 37, n° 2, p. 272-9.
- Triax Technologies inc. 2014. *Laboratory Validation of the SIM-G Head Impact Sensor*. Norwalk, Conn, USA, 7 p.
- Triax Technologies inc. 2016. « SIM-G ». < <https://www.triaxtec.com/sim-g/> >. Consulté le 02-06.
- Tse, K. M., L. B. Tan, S. P. Lim, H. P. Lee, S. J. Lee et H. P. Lee. 2015. « Investigation of the relationship between facial injuries and traumatic brain injuries using a realistic subject-specific finite element head model ». *Accid. Anal. Prev. Accident Analysis and Prevention*, vol. 79, p. 13-32.
- Turfgrass Resource Center. 2006. *Natural grass and artificial turf : separating myths and facts*. East Dundee, IL: Turfgrass Resource Center.
- van Diessen, E., T. Numan, E. van Dellen, A. W. van der Kooi, M. Boersma, D. Hofman, R. van Lutterveld, B. W. van Dijk, E. C. van Straaten, A. Hillebrand et C. J. Stam. 2015. « Opportunities and methodological challenges in EEG and MEG resting state functional brain network research ». *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, vol. 126, n° 8, p. 1468-81.
- Vasavada, A. N., J. Danaraj et G. P. Siegmund. 2008. « Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women ». *J Biomech*, vol. 41, n° 1, p. 114-21.
- Ward, C., A. Nahum et M. Chan. 1980. *Intracranial pressure - a brain injury criterion*.
- Wuart, N., J. Kelley, D. James et T. Allen. 2011. « Effect of temperature on the dynamic properties of soccer balls ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, vol. 225, n° 4, p. 189-198.
- Wilkins, Joseph C., Tamara C. Valovich McLeod, David H. Perrin et Bruce M. Gansneder. 2004. « Performance on the Balance Error Scoring System Decreases After Fatigue ». *Journal of athletic training*, vol. 39, n° 2, p. 156-161.
- Willinger, R., et D. Baumgartner. 2003. « Human head tolerance limits to specific injury mechanisms ». *International Journal of Crashworthiness*, vol. 8, n° 6, p. 605-617.

- Willinger, R., M. Neale, B. Chinn et D. Baumgartner. 2000. *Head tolerance limits derived from numerical replication of real world accidents*.
- Winkelstein, Beth A. 2013. « Orthopaedic biomechanics ».
- Wright, R. M., et K. T. Ramesh. 2012. « An axonal strain injury criterion for traumatic brain injury ». *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, vol. 11, n° 1-2, p. 1-2.
- Yao, Jianfeng, Jikuang Yang et Dietmar Otte. 2006. « Investigation of Brain Injuries by Reconstructions of Real World Adult Pedestrian Accidents: proceedings ». In *International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts* (Madrid, 2006), sous la dir. de Charpenne, A.: IRCOBI. In /z-wcorg/. <http://worldcat.org>.
- Yao, Jianfeng, Jikuang Yang et Dietmar Otte. 2008. « Investigation of head injuries by reconstructions of real-world vehicle-versus-adult-pedestrian accidents ». *SAFETY Safety Science*, vol. 46, n° 7, p. 1103-1114.
- Zhang, L., K. H. Yang et A. I. King. 2004. « A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury ». *J Biomech Eng.*, vol. 126, n° 2, p. 226-36.

ClicCours.com