



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**APPROCCIO BIOMECCANICO ALLO STUDIO DEI
TRAUMI CRANICI NEL GIOCO DEL CALCIO**

Relatore: Prof. Piero Pavan

Laureando: Baruffaldi Marco

ANNO ACCADEMICO 2023-2024

Data di laurea 26/09/2024

RINGRAZIAMENTI

*Alla mia famiglia,
che ha sempre avuto fiducia in me
anche quando non ne avevo io.
A mia mamma in particolare,
che è la donna più forte che io conosca.*

*Agli sbusà,
non sarei lo stesso senza di voi.
Ad Andrea e Davide,
su cui so di poter contare sempre e comunque.*

*Ai compagni di università,
avete fatto volare questi tre anni.
Al team 18correttolode,
nei ricordi migliori voi ci siete sempre.*

*A chi c'è sempre stato, e a chi è appena arrivato,
spero continuiate ad esserci.*

INDICE

INTRODUZIONE	1
TRAUMI CRANICI NEGLI SPORT DI CONTATTO	3
1.1 Anatomia della testa.....	3
1.1.1 Cranio	4
1.1.2 Encefalo.....	6
1.1.3 Meningi.....	7
1.1.4 Fluido cerebrospinale	8
1.1.5 Neurone	9
1.2 Classificazione dei traumi cranici.....	10
1.2.1 Gravità: Glasgow Coma Scale.....	10
1.2.2 Andamento cronologico: lesioni primarie e secondarie	11
1.2.3 Modalità d’impatto: trauma statico/dinamico e focale/diffuso.....	12
1.3 Traumi cranici nel gioco del calcio.....	12
1.3.1 Commozione cerebrale.....	12
1.3.2 Danno assonale diffuso.....	13
1.3.3 Lesioni meno frequenti.....	14
1.4 Criteri di danno	15
1.4.1 Head injury criterion (HIC).....	15
1.4.2 Accelerazione traslazionale di picco - Peak Translational Acceleration (PTA)	17
1.4.3 Accelerazione rotazionale di picco - Peak Rotational Acceleration (PRA).....	17
1.4.4 Potenza d’impatto sulla testa – Head impact power (HIP)	17
1.4.5 Tensione di Von Mises	18
COLPI DI TESTA	19
2.1 Descrizione del gesto tecnico	19
2.2 Rilevazioni sperimentali	20
2.3 Modelli in silico	22
2.3.1 Modello puntuale.....	22
2.3.2 Modelli a corpi rigidi.....	27
2.3.3 Modelli a elementi finiti.....	29
2.4 Fattori maggiormente impattanti	31
2.4.1 Cinematica.....	31
2.4.2 Età.....	32
2.4.3 Proprietà della palla.....	33
2.4.4 Caschetto	33
CONSEGUENZE NEUROLOGICHE	34
3.1 Biomarcatori	34
3.1.1 Proteina Tau.....	34
3.1.2 Neurofilamento leggero (NfL).....	35
3.2 Anomalie microstrutturali cerebrali.....	36

3.3	Deficit in performance cognitive.....	37
CONCLUSIONI		39
BIBLIOGRAFIA		41
INDICE DELLE FIGURE E DELLE TABELLE		45

ABSTRACT

Il gioco del calcio è lo sport più popolare al mondo con oltre 260 milioni di partecipanti. Tuttavia, come negli altri sport di contatto presenta un rischio di subire traumi cranici di entità più o meno elevata. Una peculiarità di questo sport sta nel fatto che è l'unico che prevede come gesto tecnico il colpo di testa, che consiste nel colpire il pallone di gioco intenzionalmente con la testa; le conseguenze a livello neurologico di questo gesto sportivo sono un tema ampiamente discusso.

Per comprendere meglio la biomeccanica dei traumi cranici, con particolare attenzione al colpo di testa, sono fondamentali sia rilevazioni sperimentali che modelli matematici, che permettono di analizzare gli effetti prodotti e i fattori maggiormente impattanti. È essenziale anche valutare le conseguenze neurofisiologiche attraverso analisi microstrutturali e di alterazioni cognitive.

Attualmente non ci sono conclusioni definitive riguardanti l'impatto a lungo termine di ripetuti colpi alla testa nel calcio. Pertanto, sono necessari ulteriori studi e nel frattempo l'attuazione di soluzioni precauzionali per minimizzare i possibili rischi.

Nel presente lavoro di tesi l'obiettivo è stato quello di esaminare lo stato attuale degli studi presenti in letteratura ed evidenziarne le limitazioni, al fine di promuovere ulteriori sviluppi in questo campo.

INTRODUZIONE

Il gioco del calcio è lo sport più popolare al mondo con oltre 260 milioni di partecipanti [1] e solo in Italia coinvolge 4.6 milioni di praticanti. Anche da un punto di vista di interesse generato, il calcio è in cima alla classifica: 32 milioni di persone dichiarano di essere interessate a questo sport, cioè il 64% della popolazione italiana over 18 [2]. Numeri come questi evidenziano il ruolo di fondamentale importanza di questo sport e il suo impatto come fenomeno sociale, culturale ed economico.

Nel calcio, come negli altri sport di contatto, non è raro assistere a traumi cranici, sia a livello professionale che amatoriale. Il trauma cranico è un significativo problema di salute pubblica e inoltre presenta un impatto socioeconomico non indifferente. Gli sport sono una delle cause più frequenti di TBI (Traumatic Brain Injury). Numerosi studi indicano che ripetuti traumi cranici nei calciatori contribuiscono a un progressivo deterioramento cognitivo.

Una particolarità del calcio è che prevede come gesto tecnico il “colpo di testa”, che consiste nel colpire il pallone di gioco intenzionalmente con la testa; il fatto che ripetute esposizioni a traumi di entità lieve (“sub-concussivi”) siano causa di deterioramento cognitivo è un tema ampiamente dibattuto nella comunità scientifica ma con i dati attuali non è possibile trarre conclusioni certe. Sicuramente, se traumi di questo genere causassero anche solo lievi ripercussioni, si tratterebbe comunque di un problema di salute pubblica di impatto enorme dato l’elevato numero di giocatori in tutto il mondo.

Questo elaborato si propone di analizzare i traumi cranici nel gioco del calcio con un focus particolare per i traumi sub-concussivi, utilizzando un approccio interdisciplinare che combina nozioni di anatomia, biomeccanica e neurofisiologia. L’obiettivo è esaminare lo stato attuale degli studi in letteratura e metterne in luce le limitazioni, al fine di favorire ulteriori progressi in questo ambito.

Per la realizzazione di questa tesi è stato condotto un lavoro di ricerca attraverso piattaforme scientifiche riconosciute (PubMed e ScienceDirect). Le informazioni raccolte si basano principalmente su review sistematiche che offrono una visione completa e aggiornata delle conoscenze attuali nel campo.

Lo studio si divide in quattro capitoli.

Nel primo capitolo viene inizialmente descritta brevemente l'anatomia della testa e delle sue componenti, con particolare attenzione per cranio, encefalo, meningi, fluido cerebrospinale. Viene inoltre descritto il neurone come unità fondamentale del sistema nervoso centrale. Successivamente vengono introdotti i traumi cranici e le possibili modalità di classificazione; vengono poi descritti i più frequenti traumi cranici nel gioco del calcio e i criteri di danno più utilizzati per quantificare i loro effetti a livello cerebrale.

Il secondo capitolo si concentra sul gesto tecnico del colpo di testa, descrivendone la biomeccanica. Vengono esaminate le rilevazioni sperimentali di variabili biomeccaniche presenti in letteratura e alcuni esempi di modelli *in silico*. Infine, si analizza come vari fattori influiscono sui parametri considerati.

Nel terzo capitolo viene utilizzato un approccio neurofisiologico per studiare la relazione tra traumi cranici e presenza di biomarcatori, di anomalie a livello microstrutturale cerebrali riscontrate nei calciatori e differenze nelle loro performance in prove neurologiche.

Il quarto capitolo è dedicato alla presentazione delle conclusioni, dove vengono riassunti i principali aspetti emersi e avanzati suggerimenti per le future direzioni di ricerca nell'ambito.

CAPITOLO 1

TRAUMI CRANICI NEGLI SPORT DI CONTATTO

Il trauma cranico (in inglese TBI, traumatic brain injury) è definito come “un’alterazione della funzione e/o della struttura cerebrale causata da una sollecitazione esterna come un impatto contro un oggetto o una superficie oppure una rapida accelerazione o decelerazione” [3]. Il trauma cranico non è una singola entità patologica ma piuttosto un insieme complesso di eventi biomeccanici e fisiopatologici che possono comportare quadri clinici di entità molto variabile. Le conseguenze a livello anatomico-funzionale sono disfunzione e morte neuronale e infiammazione del tessuto cerebrale che possono causare un livello di disabilità fisica, cognitiva, psichiatrica, emotiva. Chi subisce un trauma cranico può manifestare compromissione della memoria, della coordinazione, dei sensi e della funzionalità emotiva. Gli effetti del TBI possono durare da poche ore fino a diversi anni a partire dall’infortunio.

Gli sport sono una delle cause più frequenti di TBI. È stimato che ogni anno avvengono circa 300.000 traumi cranici derivanti dalla pratica di sport. Il gioco calcio non è tradizionalmente considerato come sport ad alto rischio di commozione cerebrale; in realtà diversi studi hanno dimostrato che il rischio di commozione cerebrale in questo sport è sovrapponibile se non maggiore di quello di altri sport di contatto solitamente considerati più violenti, come football americano e hockey su ghiaccio [4].

In questo capitolo viene fornita una descrizione anatomica della testa, seguita da una descrizione dei traumi cranici, di cui vengono esposte le possibili classificazioni e le categorie più frequenti nel calcio. Infine, vengono descritti alcuni dei criteri di danno usualmente adottati.

1.1 Anatomia della testa

1.1.1 Cranio

La testa è la parte superiore del corpo ed è unita al tronco mediante il collo. Lo scheletro della testa è costituito dal cranio, nel quale si possono distinguere due parti in continuità tra loro: il neurocranio, o scatola cranica, e il viscerocranio, o splancnocranio. Il cranio ricopre due funzioni fondamentali: protegge l'encefalo e i più importanti organi di senso e costituisce le strutture della faccia, cioè le cavità nasali, le cavità orbitarie e la bocca. Le otto ossa del neurocranio formano una scatola ossea che delimita la cavità cranica dove è contenuto l'encefalo, e sono le seguenti: il frontale, l'etmoide, lo sfenoide, l'occipitale, le due ossa temporali e le due ossa parietali. Il neurocranio ha forma ovoidale, con asse maggiore orientato nella direzione antero-posteriore; è diviso convenzionalmente in due parti: una superiore, detta volta cranica, e una inferiore, detta base del cranio. La volta è la porzione ossea superiore del cranio ed ha la funzione di avvolgere i lobi del cervello propriamente detto. Presenta sia internamente che esternamente suture risultanti dalla reciproca articolazione delle ossa. La base è caratterizzata internamente da tre fosse craniche con i caratteristici fori e fessure mentre esternamente presenta l'inserzione dello scheletro facciale e l'articolazione con la colonna vertebrale. Lo splancnocranio o viscerocranio è composto da 14 ossa strettamente unite da suture, a eccezione della mandibola che è mobile; costituisce la parte anteroinferiore del cranio e delimita le cavità viscerali come quelle orbitarie, nasali e orale [5][6][7].

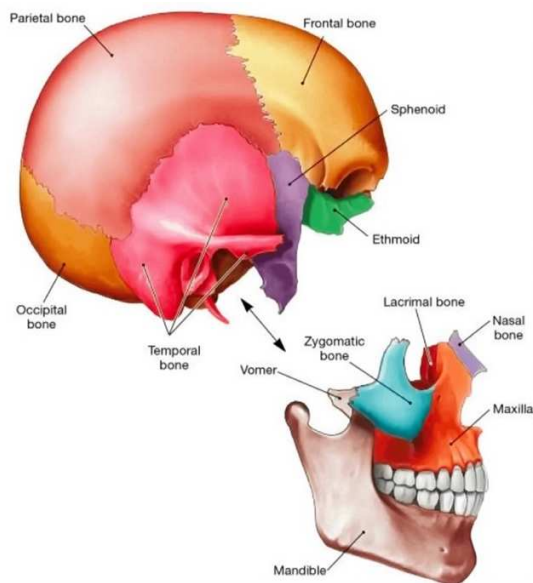


Figura 1: Differenza tra neurocranio e splanchnocranio
Medicina Online, “Differenza tra neurocranio e splanchnocranio”

Tutti gli organismi viventi hanno la capacità di interagire con l’ambiente circostante. Negli organismi complessi questa funzione viene assunta da cellule altamente specializzate, i neuroni, che insieme alle loro cellule di sostegno costituiscono il sistema nervoso. Nei vertebrati si distinguono un sistema nervoso centrale (SNC) contenuto all’interno della scatola cranica e nel canale vertebrale e un sistema nervoso periferico (SNP) composto da nervi spinali e nervi encefalici con annessi relativi gangli che ne assicurano il collegamento con il resto dell’organismo.

Il SNC e il SNP interagendo tra loro hanno la funzione di trasmettere e analizzare gli stimoli provenienti dall’ambiente esterno e dagli organi interni ed elaborare successivamente una risposta, che riguarda i processi affettivi, cognitivi e in generale il comportamento. Il SNC riceve e analizza le informazioni afferenti sensitive, le integra con le informazioni acquisite in precedenza e produce risposte efferenti. Il SNP intercetta gli stimoli e li trasmette al SNC; inoltre trasmette gli stimoli nervosi elaborati da esso alla periferia del corpo.

Nei vertebrati il SNC è costituito da encefalo e midollo spinale, in continuità anatomica e funzionale. Entrambi presentano consistenza gelatinosa e sono immersi in un liquido protettivo (CSF) e avvolti da membrane specifiche (meningi).

1.1.2 Encefalo

L'encefalo è la complessa struttura nervosa che assieme al midollo spinale costituisce il sistema nervoso centrale. È il centro di integrazione, elaborazione e controllo delle funzioni cognitive, motorie e sensoriali. Si compone di quattro elementi: cervello (o telencefalo), diencefalo, cervelletto e tronco encefalico. Di seguito verrà descritta l'anatomia solamente del telencefalo, in quanto elemento maggiormente coinvolto nei processi cognitivi in esame.

Il telencefalo è formato da due emisferi separati da un solco sul fondo del quale si trova il corpo calloso. La superficie del telencefalo è molto estesa e per non occupare un volume eccessivo si piega più volte su sé stessa, dando luogo ai giri o circonvoluzioni cerebrali. Il telencefalo si può dividere schematicamente in due componenti principali: materia grigia e materia bianca. La porzione più superficiale è formata da materia grigia e contiene principalmente i corpi cellulari dei neuroni, i dendriti e cellule della glia. È sede delle nostre capacità sensoriali, motorie, percettive, della memoria e delle funzioni definite superiori (linguaggio, pensiero, attenzione, funzioni esecutive). La materia bianca contiene gli assoni dei neuroni ricoperti da una guaina isolante denominata mielina che li protegge e velocizza la trasmissione dello stimolo nervoso; la materia bianca ha infatti il compito di condurre le informazioni sotto forma di impulsi elettrici attraverso le varie aree dell'encefalo.

La corteccia cerebrale può essere suddivisa in quattro lobi principali, a cui vengono associate in modo semplificato rispettive aree funzionali:

- lobo frontale: controllo motorio, pianificazione, pensiero astratto, emozioni;
- lobo parietale: elaborazione informazioni sensoriali e percezione spaziale;
- lobo occipitale: elaborazione informazioni visive;
- lobo temporale: elaborazione informazioni uditive, memoria.

In realtà la situazione è molto più complessa, come evidenziato dall'immagine sottostante.

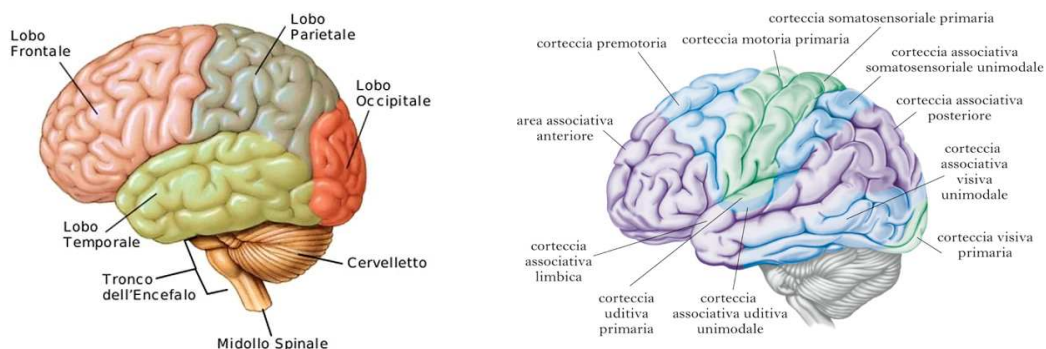


Figure 2 e 3: Encefalo e aree funzionali

Medicina Online, "Lobi del cervello: anatomia, funzioni, immagini e patologie in sintesi"

Enciclopedia Treccani, "Funzioni cerebrali superiori"

1.1.3 Meningi

Le meningi sono tre membrane di tessuto connettivo che avvolgono l'encefalo, il midollo spinale e il primo tratto dei nervi. Dall'esterno all'interno si distinguono: dura madre, aracnoide e pia madre.

La dura madre è la più spessa delle tre meningi, è costituita da una membrana fibrosa molto resistente che riveste e protegge la parte interna del cranio e del canale vertebrale, ai quali è connessa profondamente. La dura madre encefalica è composta a sua volta da due lamine: una esterna detta periostale e applicata direttamente al cranio, l'altra interna che costituisce la dura madre propriamente detta. La lamina periostale aderisce strettamente all'endocranio, ad eccezione che nella zona di Marchand, che corrisponde grosso modo alla zona coperta dall'osso temporale; tale zona, sia per il ridotto spessore del cranio che per la ricca vascolarizzazione, è particolarmente suscettibile a ematomi epidurali in seguito a traumi cranici.

L'aracnoide è formata da due foglietti endoteliali sottilissimi; superiormente a stretto contatto con la dura madre mentre inferiormente presenta uno spazio che lo separa dalla pia madre, denominato spazio subaracnoideo, che contiene il fluido cerebrospinale, descritto in seguito. Inoltre, presenta una serie di fori attraversati da nervi cranici, spinali e vasi sanguigni.

La pia madre è la membrana più interna, in rapporto diretto con la superficie esterna del tessuto nervoso; è un tessuto sottile e trasparente con abbondanti vasi sanguigni.

La pia madre encefalica segue perfettamente la superficie del cervello, accompagnando brevemente i vasi che penetrano in esso.

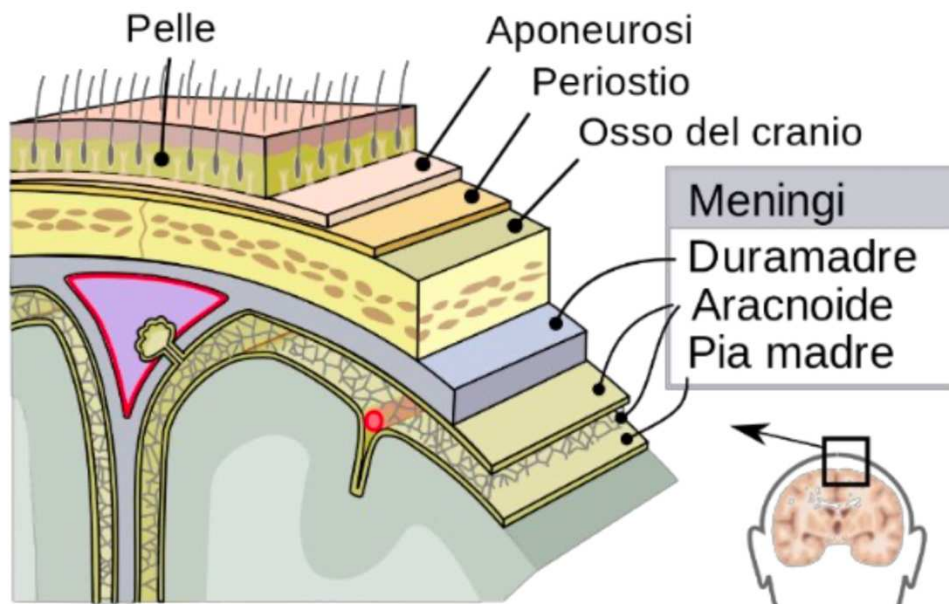


Figura 4: anatomia delle meningi

Wikipedia, "Meningi"

1.1.4 Fluido cerebrospinale

Il liquor cefalorachidiano o fluido cerebrospinale (CSF) è un liquido limpido e incolore con densità simile a quella dell'acqua. Le sue funzioni principali sono:

- proteggere encefalo e midollo spinale da urti contro strutture ossee;

- fornire nutrimento al SNC;
- favorire la rimozione dei metaboliti del SNC;
- regolare la pressione intracranica.

Grazie ad esso il cervello passa da un peso di circa 1300 grammi a un peso “effettivo” di meno di 50 grammi, a causa della spinta di Archimede.

1.1.5 Neurone

Il neurone rappresenta l'unità fondamentale del sistema nervoso. È una cellula specializzata che ha il compito fondamentale di generare, condurre e trasmettere un segnale elettrico. È composto da:

- un corpo cellulare, contenente il nucleo cellulare;
- dendriti, sottili ramificazioni che lo mettono in comunicazione con altri neuroni;
- assone, una fibra di forma tubolare deputata alla trasmissione del segnale e che può essere mielinizzato o meno, ossia avvolto da una guaina lipidica detta mielina che lo protegge e aumenta la velocità di trasmissione;
- sinapsi, zona di comunicazione tra neurone e neurone o cellula effettrice.

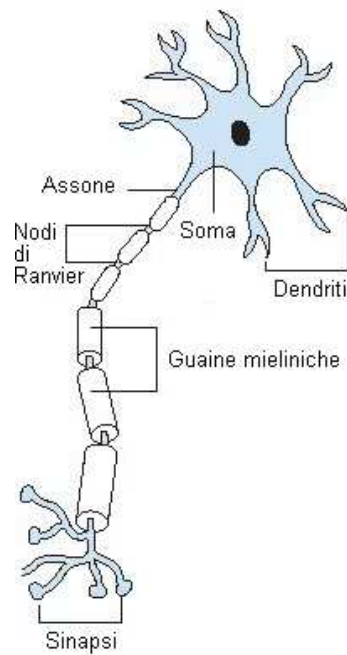


Figura 5: struttura del neurone
 My-personaltrainer.it, “Neuroni”

1.2 Classificazione dei traumi cranici

1.2.1 Gravità: Glasgow Coma Scale

Valutare in modo oggettivo la gravità di un trauma cranico ha sempre rappresentato una sfida. La Glasgow Coma Scale è attualmente lo strumento più utile per la classificazione clinica dei TBI, soprattutto nelle fasi iniziali. Tuttavia, questa scala presenta una limitazione: non permette di localizzare la lesione ed è difficile da applicare in pazienti con edema facciale, intubati o sedati. La GCS si basa su tre tipi di risposta agli stimoli che risultano in un numero che rappresenta la somma dei tre e può assumere valori da un minimo di 3 a un massimo di 15. Il valore massimo corrisponde a un paziente perfettamente cosciente, mentre valori inferiori o uguali a 8 si associano ad uno stato di coma e suggeriscono una grave lesione cerebrale [8].

GLASGOW COMA SCORE		
Apertura degli occhi	spontaneamente	4
	alla parola	3
	al dolore	2
	non apre gli occhi	1
Risposte verbali	orientata, cioè il paziente relaziona con l'ambiente, capisce e risponde	5
	confusa	4
	parole non appropriate, parole a casaccio, urla, bestemmia, cose insensate, anche se pronunciate bene	3
	suoni incomprensibili, per esempio farfuglia	2
	nessuna	1
Risposte motorie	obbedisce ai comandi	6
	localizza il dolore, se non vi è risposta ai comandi si applica uno stimolo doloroso che viene mantenuto finché non si abbia il massimo della risposta: inizialmente si applica la pressione al letto ungueale con il risultato di estensione o flessione del gomito; se vi è una di queste risposte allora lo stimolo viene effettuato al collo o al tronco per ricercare la "localizzazione" che si intende effettuata quando gli arti si muovono per tentare di rimuovere lo stimolo doloroso.	5
	si retrae, flette normalmente ma non localizza il dolore.	4
	Anormale flessione allo stimolo doloroso (decorticazione)	3
	Estensione allo stimolo doloroso, si ha quando la risposta è in adduzione delle braccia, rotazione interna e pronazione dell'avambraccio nel modello stereotipato della decerebrazione. (decerebrazione)	2
	nessuna	1
RISULTATO		
Grave, con GCS ≤ 8	Moderata, GCS 9-13	Minore, GCS ≥ 14.

*Figura 6: tabella risposte nella Glasgow Coma Scale
 Blog di Infermieristica di Area Critica Preospedaliera,
 "Glasgow Coma Score (GCS) – Adulti"*

1.2.2 Andamento cronologico: lesioni primarie e secondarie

I TBI possono anche essere classificati cronologicamente in lesioni primarie e secondarie. Le lesioni primarie sono quelle che avvengono nell'istante dell'impatto mentre quelle secondarie si sviluppano in un secondo momento come conseguenza fisiologica o complicazioni della lesione. Questa classificazione non è perfettamente oggettiva, dal momento che le lesioni e in particolare quelle cerebrali non devono essere considerate un evento statico ma piuttosto un'evoluzione progressiva. Ad esempio, l'ematoma epidurale è classificato come lesione primaria ma impiega un certo tempo per espandersi. Il danno secondario è legato a fenomeni intracranici come l'aumento della pressione intracranica (ICP) o fattori sistematici come ipossia (mancanza di ossigeno a tessuti e organi) e ipotensione (pressione sanguigna sotto valori fisiologici) [9].

1.2.3 Modalità d'impatto: trauma statico/dinamico e focale/diffuso

Un altro criterio per classificare i traumi cranici è la durata dell'impatto. Una forza meccanica applicata per più di 200 millisecondi rappresenta una forza statica, che deforma il cranio in modo relativamente lento. Più frequentemente si ha a che fare con forze dette dinamiche, con durata ben inferiore e che producono uno spostamento rapido dell'encefalo. Questo può avvenire in due modalità: traslazione (accelerazione lineare) e rotazione (accelerazione angolare), che sono rispettivamente responsabili di trauma "focale" e "diffuso". Con trauma locale si intende una lesione intracranica di dimensioni tali da poter essere facilmente identificata, mentre con trauma diffuso si fa riferimento a una generalizzata alterazione delle funzioni cognitive causata da danno neurologico esteso [10].

1.3 Traumi cranici nel gioco del calcio

1.3.1 Commozione cerebrale

La commozione cerebrale può essere definita come "un complesso stato fisiopatologico del cervello risultante da una forza diretta alla testa o da un trasferimento indiretto di momento causato da un colpo al viso, collo o al resto del corpo" [11]. Comporta una temporanea alterazione delle funzioni cerebrali, tipicamente non includendo danni cerebrali strutturali rilevabili con le tecniche di imaging cerebrale convenzionali (tomografia computerizzata, TC e risonanza magnetica, RM). I sintomi includono perdita di coscienza, mal di testa, amnesia temporanea, confusione, visione offuscata, nausea; possono comparire immediatamente dopo il trauma o diversi minuti dopo. Solitamente i sintomi si risolvono nel giro di qualche ora, ma non è raro che durino fino a qualche settimana. In circa il 10% degli atleti i sintomi possono durare addirittura anni, in uno stato

mentale definito “sindrome post commozione cerebrale” (PCS) [11]. Il tipo di trauma cranico di gran lunga più frequente nel calcio è la commozione cerebrale o mTBI nella GCS: circa il 22% di tutti gli infortuni legati al calcio sono commozioni cerebrali. Questo numero potrebbe essere ampiamente sottostimato, dal momento che spesso questa lesione non viene riconosciuta. Ad esempio, secondo due studi condotti su giocatori di calcio universitari, più del 50% dei partecipanti aveva subito almeno una commozione cerebrale durante un anno di gioco ma meno di un terzo di essi era consapevole di averla subito [12][13]. Questo aumenta inoltre la probabilità di incorrere nella cosiddetta “sindrome da secondo impatto”, una rara ma grave complicazione della commozione cerebrale. Se l’attività sportiva viene ripresa immediatamente dopo il trauma, il tessuto cerebrale danneggiato si trova in una fase vulnerabile che in caso di uno o più ulteriori traumi possono innescare una reazione a cascata con tassi di mortalità tra il 50% e il 100% [11].

La maggior parte delle commozioni cerebrali nel calcio avvengono in seguito a contatti testa-testa tra giocatori o, con frequenza decrescente, a causa di contatto tra testa e gomito, terreno, pallone, ginocchio.

Il pallone di gioco è tra le cause di mTBI solitamente solo quando il giocatore viene colpito senza aspettarselo, e non nella dinamica del “colpo di testa”. Tuttavia, studi recenti hanno indicato che queste lesioni possono avvenire a causa del contatto tra giocatori mentre cercano di prendere posizione per colpire il pallone di testa [14].

1.3.2 Danno assonale diffuso

Prove teoriche e sperimentali hanno dimostrato che la differenza in termini di danno post-traumatico nell’encefalo e negli altri organi è dovuta alla sua peculiare risposta meccanica agli urti. Solitamente un organo che riceve un impatto viene compresso e deformato, subendo anche un movimento complessivo di tipo roto-traslatorio. Il tessuto cerebrale è invece racchiuso in una struttura pressoché indeformabile e immersa nel fluido cerebrospinale, che ostacolano fortemente il diffondersi delle onde meccaniche generate dall’urto. L’encefalo continuerà a muoversi con la stessa energia quando la testa si sarà fermata subendo quindi un nuovo urto contro la

superficie del cranio stesso (“danno da contraccolpo”). Nel caso in cui il cranio non venga colpito direttamente (trauma indiretto) il rachide cervicale funziona come un fulcro che trasmette tutte le forze inerziali al tessuto encefalico, causando danni legati a compressione, slittamento e accelerazione angolare. A causa dei diversi valori di rigidità e viscosità la massa encefalica non si muove uniformemente, bensì subisce movimenti di accelerazione-decelerazione locali che provocano lacerazione di assoni e piccoli vasi [9]. Il danno assonale diffuso può essere causato da forze di tensione, da forze di taglio e da forze rotazionali.

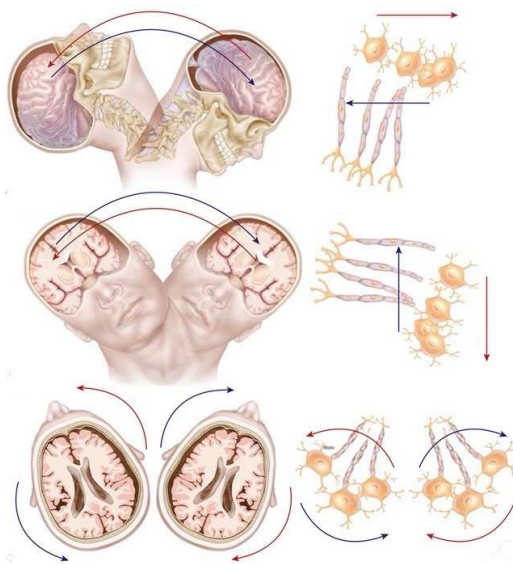


Figura 7: le tre modalità di danneggiamento assonale

ClinicalGate,

“Surgical Management of Severe Closed Head Injury in Adults”

1.3.3 Lesioni meno frequenti

Sebbene gran parte delle ricerche riguardanti gli infortuni alla testa nel calcio si concentrino sulle commozioni cerebrali, avvengono anche lesioni più gravi, come fratture del cranio e lesioni interne (contusioni cerebrali, ematomi epidurali e subdurali, emorragie intracraniche). In uno studio su dati del Pronto Soccorso su lesioni di questo tipo negli Stati Uniti negli ultimi 10 anni è emerso che ogni anno

c'è un'incidenza di uno o due infortuni di questo genere ogni 10.000 calciatori [15]. A causa della bassa frequenza di tali eventi, non ci sono abbastanza dati per condurre uno studio prospettico, pertanto non saranno inclusi in questo elaborato.

1.4 Criteri di danno

Per valutare in modo il più possibile oggettivo e parametrizzato gli effetti di traumi alla testa sono stati sviluppati alcuni criteri che si basano su due quantità biomeccaniche. La prima categoria si basa su parametri cinematici del moto della testa, come accelerazioni e velocità; è la più utilizzata, perché queste quantità sono più facilmente misurabili. La seconda categoria, invece, si concentra sugli stati tensionali e deformativi all'interno del tessuto cerebrale, ma è meno comune poiché è più complesso ottenere dati di questo tipo.

1.4.1 Head injury criterion (HIC)

Probabilmente il criterio più utilizzato ed è stato sviluppato a partire dalla curva di accelerazione di Wayne (WSTC), che stabilisce una relazione tra l'accelerazione traslazionale media e la sua durata. In questo modo si crea una separazione tra i valori che comportano fratture del cranio e valori relativamente sicuri [16].

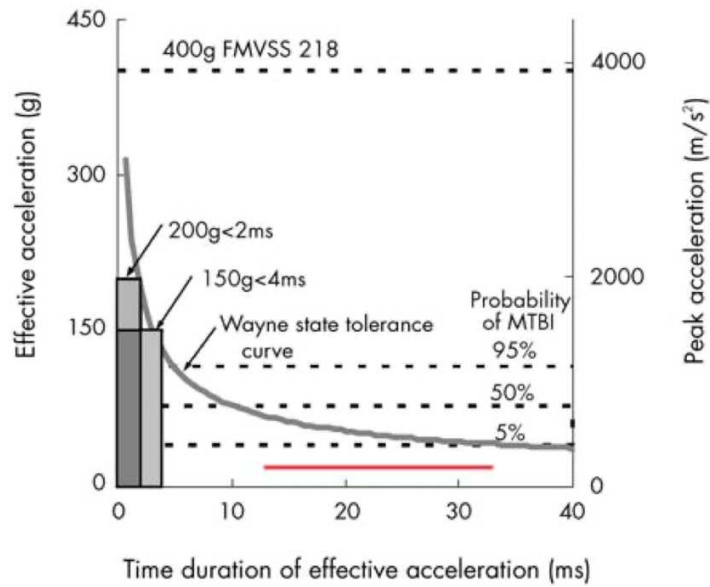


Figura 8: Curva di accelerazione di Wayne

Baldan Alice, “Simulazioni di impatti standard per caschi protettivi”

Il calcolo dell’HIC deriva da dati sperimentali ottenuti da test su cadaveri umani e animali, grazie ai quali si è potuto comprendere che la testa umana può sopportare picchi di accelerazioni anche elevate purché di tempo breve. L’esposizione a sollecitazioni al di sopra della curva di separazione è potenziale causa di lesioni più o meno gravi. Le limitazioni del criterio sono le seguenti: si basa esclusivamente su impatti frontali diretti, non considera la massa della testa, l’accelerazione rotazionale e la direzione di impatto. Di seguito viene riportata la formula per il calcolo, dove $a(t)$ è il modulo dell’accelerazione traslazionale della testa misurato al centro di gravità, mentre t_1 e t_2 sono i due istanti iniziali e finali di acquisizione che massimizzano l’HIC.

$$\text{HIC} = \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2.5} (t_2 - t_1)$$

1.4.2 Accelerazione traslazionale di picco - Peak Translational Acceleration (PTA)

Questo valore indica il massimo livello di accelerazione registrato al centro di massa della testa, espresso come multiplo dell'accelerazione gravitazionale. Diversamente dall'HIC, questo metodo non tiene conto della durata dell'impatto.

1.4.3 Accelerazione rotazionale di picco - Peak Rotational Acceleration (PRA)

È una misura utilizzata per valutare il rischio di lesioni alla testa causate da movimenti rotazionali durante un impatto. L'accelerazione angolare della testa può risultare significativamente più dannosa per il cervello rispetto all'accelerazione traslazionale. A causa della sua natura fluida, il cervello è praticamente incomprimibile e risulta più vulnerabile ai danni causati dalla distorsione del tessuto. Ad esempio, Gennarelli et al. [17] hanno studiato gli esiti patologici delle accelerazioni traslazionali e rotazionali su scimmie scoiattolo e hanno osservato che le lesioni cerebrali visibili si verificavano con maggiore frequenza e gravità negli animali che avevano subito accelerazioni rotazionali rispetto a quelle traslazionali.

1.4.4 Potenza d'impatto sulla testa – Head impact power (HIP)

Questo criterio è basato sulla velocità di trasferimento di energia alla testa e considera sia accelerazione lineare che angolare. La gravità del trauma cranico è correlata alla potenza di impatto sulla testa [18]. Utilizzando caratteristiche di massa e inerzia per una testa maschile del 50° percentile, l'HIP si calcola con la seguente formula:

$$HIP = 4.50a_x \int a_x dt + 4.50a_y \int a_y dt + 4.50a_z \int a_z dt + \\ 0.016\alpha_x \int \alpha_x dt + 0.024\alpha_y \int \alpha_y dt + 0.022\alpha_z \int \alpha_z dt$$

dove a_i è l'accelerazione lineare del centro di massa della testa attorno all'asse anatomico i -esimo ($i = x, y, z$) e α_i è l'accelerazione rotazionale attorno al medesimo asse.

1.4.5 Tensione di Von Mises

Criteri più recenti prediligono l'utilizzo di parametri legati allo stato di tensione o deformazione del tessuto cerebrale, che sembrano rappresentare in modo più accurato il rischio di lesioni cerebrali. La tensione di Von Mises è utilizzata nei modelli biomeccanici per valutare il danno durante un impatto basandosi sulla sollecitazione interna nei tessuti cerebrali; se questa tensione supera una soglia critica, si può prevedere un danno cerebrale. La formula nel caso generale è la seguente:

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

con σ_1 , σ_2 e σ_3 tensioni principali agenti sul tessuto, cioè le tensioni normali che agiscono lungo le tre direzioni principali del tensore delle tensioni.

CAPITOLO 2

COLPI DI TESTA

Il colpo di testa è una serie complessa e coordinata di eventi, complicata dal fatto di dover compiere il gesto mentre si cammina, si corre in avanti o all'indietro, si salta. L'obiettivo è quello di colpire la palla con la fronte; si tratta di un movimento attivo, non passivo. Per eseguire un colpo di testa ideale, il giocatore deve possedere stabilità del tronco, forza di elevazione, precisione nei movimenti e uno spiccato senso tattico per calcolare la traiettoria della palla.

Nel corso degli anni sta aumentando la preoccupazione riguardante la possibilità che la continua esposizione a traumi sub-concussivi porti a cambiamenti permanenti del cervello a livello funzionale e strutturale. Di conseguenza, è importante esaminare la questione da un punto di vista biomeccanico, impiegando dati sperimentali e modelli *in silico* per valutare l'entità delle sollecitazioni sulla testa e identificare quali fattori condizionano maggiormente i valori misurati.

2.1 Descrizione del gesto tecnico

La situazione più semplice in cui può avvenire un colpo di testa è quella in cui il giocatore, rivolto verso la direzione da cui proviene la palla, la restituisce nella medesima direzione. Il colpo di testa può essere suddiviso in tre fasi: pre-impatto, contatto con la palla e post-impatto. In preparazione all'impatto le gambe vengono flesse e il tronco e i muscoli del collo vengono portati in ipertensione; maggiore è l'estensione, maggiore sarà la velocità raggiunta e, di conseguenza, l'impatto sulla palla. I muscoli flessori ed estensori del collo devono essere contratti al momento dell'impatto, e gli agonisti/antagonisti devono essere coordinati per evitare che la forza dell'impatto faccia accelerare all'indietro o lateralmente la testa. L'impatto deve avvenire al centro della fronte, che presenta una superficie relativamente piatta e rigida e permette quindi un buon controllo della direzione e della potenza. Le braccia sono solitamente estese in avanti per mantenere l'equilibrio e proteggere il

giocatore dagli avversari. Completata la fase di contatto con la palla, il movimento del busto e della testa continua brevemente e poi rallenta per recuperare l'equilibrio.

2.2 Rilevazioni sperimentali

Le rilevazioni sperimentali sui colpi di testa nel calcio costituiscono un'area di ricerca fondamentale per comprendere le dinamiche biomeccaniche coinvolte.

Possono essere divise in due categorie principali, studi in laboratorio e sul campo. Gli studi condotti in laboratorio consentono una rilevazione più precisa, affidabile e replicabile, in un ambiente altamente controllato; questo però non riflette adeguatamente la variabilità delle reali condizioni di gioco. D'altra parte, gli studi che raccolgono dati direttamente durante situazioni di gioco reale offrono una visione più completa ma potenzialmente meno controllata a causa di fattori ambientali e variabilità delle prestazioni dei giocatori. Il confronto tra questi due approcci è essenziale per sviluppare un quadro completo.

Nella revisione sistematica condotta da McCunn et al. [19] sono stati esaminati tre quesiti basandosi esclusivamente su studi che hanno osservato direttamente l'esposizione ai colpi di testa nel calcio: con quale frequenza si verificano i colpi di testa durante allenamenti e partite, quali sono le caratteristiche biomeccaniche del colpo di testa e se il colpo di testa influisce sulla funzione cognitiva. In questa sezione verrà affrontata esclusivamente la seconda delle tre questioni.

Gli articoli inclusi nella revisione dovevano riportare la cinetica e/o la cinematica dei colpi di testa effettuati da esseri umani, cioè non dovevano essere riportati dati simulati o studi che utilizzavano manichini. Dei 36 articoli inclusi, 34 hanno riportato l'accelerazione di picco lineare della testa come variabile; 19 hanno anche registrato la velocità rotazionale. L'accelerazione è stata solitamente misurata tramite un accelerometro posizionato in un paradenti o applicato direttamente sulla testa dei partecipanti. La posizione del sensore è un fattore importante per la misurazione: i sensori posizionati in un paradenti sembrano fornire misure di accelerazione più basse rispetto ai sensori montati sul lato della testa; questi ultimi sovrastimano l'accelerazione, a causa del movimento tra il sensore e il cranio. I valori riportati per l'accelerazione traslazionale di picco variavano da circa 4 a 50

g ; per quella rotazionale da trascurabile a 4.5 krad/s^2 . Come si può notare, variano ampiamente e questo può dipendere anche dalla metodologia utilizzata. Gli studi in laboratorio garantivano palloni lanciati a velocità costanti per ciascun test, che però non sono necessariamente rappresentative di quelle effettivamente sperimentate in una partita vera. Tredici articoli hanno misurato l'accelerazione durante le partite e hanno riportato valori superiori rispetto a quelli degli studi condotti in laboratorio. Indipendentemente dall'ambiente di studio, i valori riportati erano inferiori alle soglie di lesione cerebrale.

Sono necessarie delle osservazioni riguardo alle limitazioni degli studi analizzati. Innanzitutto, nessuno di questi faceva riferimento a dati di giocatori professionisti, che potrebbero subire esposizioni maggiori per la frequenza di gioco e per le dinamiche più competitive. Inoltre, come affermato in precedenza, l'accelerazione rotazionale è un parametro migliore per la valutazione del rischio di lesioni alla testa rispetto all'accelerazione lineare. In entrambi i casi il valore di picco dell'accelerazione da solo non fornisce un'indicazione sufficiente. È essenziale considerare la durata dell'impatto per valutare correttamente il potenziale danno, come nel caso dell'HIC. Infatti, un'accelerazione di picco elevata potrebbe essere meno dannosa se la durata è breve, mentre un'accelerazione di picco più bassa, ma sostenuta nel tempo, può causare lesioni significative. In realtà anche l'HIC potrebbe non essere adeguato a descrivere questo tipo di impatti, per due motivi principali. I punteggi dell'HIC sono basati su dati relativi a gravi lesioni alla testa; questo significa che sono calibrati per misurare rischi di lesioni acute e gravi, e non sono adatti a rilevare lesioni più lievi o cumulative, come quelle che potrebbero derivare da colpi di testa ripetuti. In aggiunta, con questo criterio si misura solo il movimento complessivo della testa, non tenendo conto delle variazioni locali (cioè, a livello di tessuto cerebrale) che potrebbero aumentare il rischio di danno in regioni specifiche. È quindi necessario prendere in considerazione criteri che tengano conto di parametri più rappresentativi del rischio di lesioni cerebrali, come deformazioni e tensioni locali dei tessuti. Poiché la misurazione diretta di questi valori *in vivo* è pressoché impossibile, si rende necessario un approccio alternativo.

2.3 Modelli *in silico*

Un importante strumento della biomeccanica è rappresentato dallo sviluppo di modelli *in silico*, cioè simulazioni computazionali utilizzate per prevedere il comportamento di sistemi complessi. I modelli matematici in questo contesto hanno due principali vantaggi: permettono di indagare la meccanica delle lesioni cerebrali simulando test sperimentali che comporterebbero rischi per la salute umana; favoriscono la modifica di parametri (come caratteristiche dell'atleta o del pallone) e la valutazione degli effetti sulle incognite studiate.

Di seguito vengono presentate tre categorie di modelli, con complessità crescente.

2.3.1 Modello puntuale

Un esempio di modello semplice è rappresentato da quello sviluppato da Babbs [20]. Si basa sulla seconda legge del moto di Newton per descrivere la dinamica del colpo di test. Viene utilizzato per descrivere il giocatore, il pallone e la sua traiettoria, il movimento della testa e gli effetti di questi fattori sull'intensità e la durata dell'accelerazione della testa. In questo studio il corpo del giocatore è considerato come una massa simile a una lastra che si muove in avanti con una velocità nota al momento del contatto. Il pallone è considerato come una massa sferica che si muove nella direzione opposta, ammortizzata dalla pressione all'interno della palla e smorzata dalla deformazione viscoelastica del suo rivestimento. Il modello viene semplificato considerando solo il movimento orizzontale, cioè lungo la direzione x (Figura 9). Nei colpi di testa in piedi o in salto il giocatore è sostanzialmente verticale e la forza della palla accelera la testa indietro, orizzontalmente.

Nel modello preso in considerazione viene utilizzato il concetto di massa efficace. La massa efficace del giocatore è una quantità che, se usata al posto della massa reale del giocatore, richiederebbe la stessa forza orizzontale (nella direzione x) per accelerare il giocatore, come accadrebbe se si considerasse l'intero sistema del giocatore in due o tre dimensioni. Si consideri il caso più semplice possibile, nel

quale un giocatore che corre in una direzione colpisce con la fronte una palla che si muove nella direzione opposta, orizzontalmente. Si supponga che il soggetto abbia i piedi saldamente appoggiati al terreno e utilizzi una tecnica eccellente, con i muscoli del collo in tensione in modo da impedire che la testa oscilli all'indietro; in questo caso il corpo del giocatore può essere ragionevolmente modellato come una lastra. Infatti, in termini di momento di inerzia e massa effettiva, il modello utilizzato e il corpo umano adulto differiscono di meno del 5%.

Sotto queste opportune ipotesi, la massa efficace del giocatore incernierato al terreno in corrispondenza dell'appoggio dei piedi, inclinato di un angolo θ si ottiene con la seguente equazione:

$$m' = \frac{m}{2 \sin^2 \theta}$$

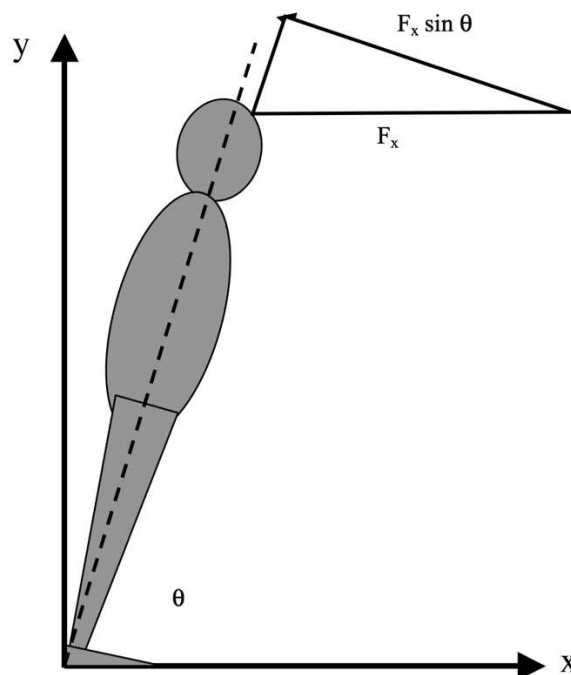


Figura 9: modello di un giocatore che colpisce di testa

Babbs, "Biomechanics of heading a soccer ball: implications for player safety"

La forza tra la palla e la testa è il prodotto tra la pressione interna e l'area di contatto.

Per deformazioni del pallone u che sono piccole frazioni del diametro totale, l'area di contatto vale $2 \cdot \pi \cdot R \cdot u$.

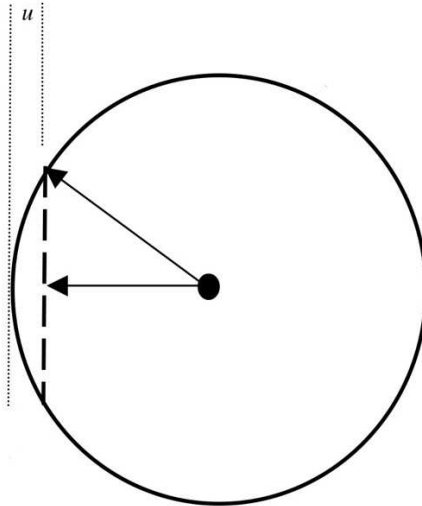


Figura 10: Deformazione del pallone nell'area di contatto

Babbs, "Biomechanics of heading a soccer ball: implications for player safety"

L'aumento della pressione all'interno della palla P , causato dalla riduzione del volume è trascurabile; di conseguenza, la forza in funzione della deformazione vale:

$$F(u) = P \cdot 2 \pi R \cdot u = k u$$

dove

$$k = 2 \pi R P = C P$$

con C circonferenza del pallone, P pressione iniziale misurata rispetto alla pressione atmosferica e k è quindi una costante elastica. Stime sperimentali dimostrano che la dissipazione di energia causata dalla variazione di pressione è trascurabile. Tuttavia, parte dell'energia può essere dissipata durante la deformazione della parte esterna della palla. Questo processo può essere modellato introducendo una piccola forza di deformazione, proporzionale alla circonferenza della zona di deformazione e alla velocità angolare di deformazione che per piccole deformazioni può essere approssimata a

$$F_2 = \mu \frac{du}{dt}$$

La costante μ è un coefficiente di smorzamento che tiene conto dell'assorbimento di energia da parte della palla durante l'impatto.

Possiamo quindi modellare matematicamente la forza totale che agisce tra la testa e la sfera a causa dell'azione sia della pressione all'interno della sfera che della deformazione della parte esterna come

$$F = F_1 + F_2 = k u + \mu \frac{du}{dt}$$

Con queste informazioni, è possibile applicare la seconda legge del moto di Newton per calcolare l'accelerazione della testa durante l'impatto. I valori ottenuti vengono successivamente confrontati con il parametro HIC.

Nella figura [10] sono illustrate le traiettorie di palloni calciati con traiettoria a parabola calcolate utilizzando le equazioni del moto per proiettili sferici rallentati dalla resistenza dell'aria. Vengono presi in considerazione giocatori sotto i 10 anni, sotto i 14 anni, giocatori adulti uomini e giocatrici adulte donne. I punti rappresentano istanti di tempo equidistanti, separati da 0.1 secondi. Di conseguenza, la distanza tra questi punti sulle curve delle traiettorie riflette la velocità della palla. Le velocità iniziali aumentano proporzionalmente all'aumentare delle dimensioni e della forza dei giocatori. Tuttavia, la resistenza dell'aria cresce con il quadrato della velocità e agisce per un periodo più lungo per distanze maggiori. Di conseguenza, la componente orizzontale della velocità tende allo stesso valore per tutte le traiettorie, indipendentemente da età e forza dei calciatori. Questo fatto ha sostanziali implicazioni per la sicurezza dei colpi di testa di giocatori più giovani.

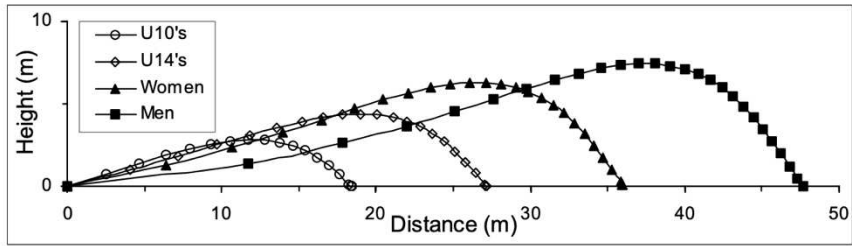


Figura 11: traiettorie di palloni a parabola

Babbs, “Biomechanics of heading a soccer ball: implications for player safety”

La figura sottostante [12] riporta i valori ottenuti attraverso una simulazione in cui gli impatti testa-palla sono stati calcolati per 100 traiettorie e masse efficaci selezionate casualmente, per pressioni di gonfiaggio del pallone di 0.3, 0.6 e 1.1 atmosfere, rispettivamente. Ogni punto nel grafico rappresenta un valore accelerazione-durata. È stato considerato un modello di giocatore adulto di massa corporea pari a 70 kg e un pallone standard di taglia 5. Come riferimento, nel grafico sono indicate anche le curve che descrivono singoli impatti potenzialmente fatali ($HIC = 1000 g^{2.5}/sec$) nella parte superiore e quella che rappresenta presunti valori sicuri, corrispondenti alle accelerazioni della testa sperimentate durante normali movimenti nello sport e nella vita quotidiana ($HIC = 0.2 g^{2.5}/sec$).

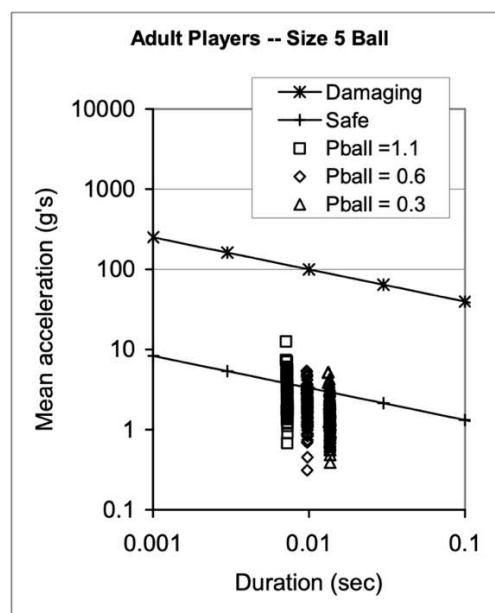


Figura 12: effetti dei colpi di testa

Babbs, "Biomechanics of heading a soccer ball: implications for player safety"

Nel caso di adulti che utilizzano un pallone normale di taglia 5 gonfiato a una qualsiasi delle tre pressioni, la maggior parte delle combinazioni di velocità del pallone e tecnica ha prodotto impatti con valori HIC inferiori al livello di sicurezza. Pertanto, un colpo di testa normale da parte di adulti sembrerebbe essere sicuro quasi quanto un cenno del capo o un salto.

2.3.2 Modelli a corpi rigidi

Il modello a corpi rigidi è un approccio utilizzato in biomeccanica per simulare il comportamento di un sistema complesso come il corpo umano o parti di esso durante un movimento. Ogni segmento del sistema viene considerato come un "corpo rigido", cioè un oggetto che non subisce deformazioni sotto l'effetto di forze esterne. Le distanze tra punti e gli angoli interni appartenenti a un corpo rigido restano invariati indipendentemente dalle forze applicate o dalle accelerazioni subite. Il corpo rigido possiede sei gradi di libertà: tre traslazioni lungo gli assi x, y e z e tre rotazioni attorno agli stessi assi. I corpi rigidi possono essere collegati tra loro tramite vincoli interni che limitano i gradi di libertà relativi e simulano le interazioni meccaniche tra le varie parti del corpo determinate dalle articolazioni. Questo modello si adatta bene a oggetti come le singole ossa, che sono deformate in modo assai limitato nelle condizioni specifiche qui considerate. Con una ragionevole approssimazione, questo modello è applicabile anche al cervello, che è racchiuso in ossa che lo proteggono da forze che potrebbero provocare deformazioni.

In questo elaborato ci si concentra sul modello a ellissoidi del corpo umano di MADYMO (MATHematical DYNAMIC MOdel), impiegato per simulare le forze di contatto nei colpi di testa nel calcio. Questo modello, che comprende 52 corpi rigidi connessi tramite giunzioni cinematiche e rappresentati da ellissoidi per la valutazione dei contatti, fornisce previsioni accurate per le traslazioni e rotazioni della testa, i tempi di impatto e la velocità nelle collisioni. Originariamente sviluppato per modellare l'impatto veicolo-pedone, è stato validato per numerosi

impatti su diverse parti del corpo ed è stato utilizzato nella ricerca automobilistica per valutare le accelerazioni della testa e le forze sul collo. Successivamente, è stato adattato per investigare la cinematica degli impatti nel rugby, nel football australiano e nei colpi di testa nel calcio.

Tierney et al. [21] hanno utilizzato il modello per indagare gli effetti della velocità del pallone e delle sue caratteristiche, come massa e rigidità, sulle forze sperimentate durante i colpi di testa. Questa dinamica può essere rappresentata schematicamente nel seguente modo:

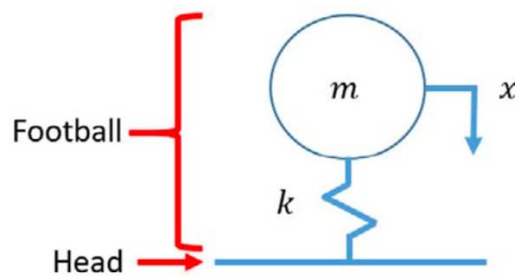


Figura 13: rappresentazione schematica del colpo di testa

Tierney et al., “Force experienced by the head during heading is influenced more by speed than the mechanical properties of the football”

$$F = v \sqrt{m k}$$

dove F è il picco di forza subito dalla testa, v è la velocità del pallone nell’istante dell’impatto, m e k sono rispettivamente massa e rigidità della palla.

Le simulazioni con il modello computazionale del corpo umano indicano che la forza esercitata sulla testa è direttamente proporzionale alla velocità del pallone e direttamente proporzionale alla radice quadrata della rigidità e della massa. La forza subita dalla testa sembra essere maggiormente influenzata dalla velocità del pallone rispetto alle sue proprietà meccaniche.

Shewchenko et al. attraverso l’utilizzo del modello MADYMO hanno indagato prima le caratteristiche biomeccaniche [22] e poi l’influenza di massa e pressione del pallone [23]. Sono stati fatti diversi tentativi di modificare la tecnica per diminuire la sollecitazione della testa: aumentando i livelli di attivazione dei

muscoli del collo prima dell'impatto con il pallone è diminuita l'accelerazione lineare di picco nel centro di massa della testa, ma l'accelerazione angolare di picco è aumentata di quasi il 50%. Considerando gli effetti combinati dei due termini nell'HIP, si è osservato un aumento complessivo della sollecitazione della testa. Miglioramenti sostanziali sono invece stati ottenuti con l'allineamento testa-collo-busto e un *follow-through* esagerato (cioè, la continuazione del movimento dopo aver colpito il pallone); in entrambi i casi è stata osservata una diminuzione dell'HIP di circa il 30%. Lo studio sulle caratteristiche del pallone ha dimostrato che una riduzione della massa del pallone del 35% determinava una riduzione dal 23 al 35% di accelerazione traslazionale, rotazionale e HIP. Per una pressione del pallone ridotta del 50% è stata ottenuta una diminuzione degli effetti dal 10 al 31%.

2.3.3 Modelli a elementi finiti

Le equazioni che governano il comportamento dinamico di un sistema sono generalmente equazioni differenziali alle derivate parziali, estremamente difficili da risolvere analiticamente. Per problemi fisici reali si tenta di semplificare il problema ottenendo risultati ancora abbastanza fedeli alla situazione iniziale. Il metodo degli elementi finiti (FEM), originariamente sviluppato per studiare il campo tensionale nelle strutture aeronautiche è attualmente impiegato in molti settori. L'idea che sta alla base del metodo è la discretizzazione del dominio in tanti piccoli sottodomini di forma elementare. In un problema continuo, la variabile di campo è una funzione di ogni punto del dominio, comportando un numero infinito di incognite. La suddivisione del dominio in elementi finiti riduce il problema a un numero finito di incognite, legate ai nodi generati dalla discretizzazione. L'obiettivo è approssimare l'andamento della funzione incognita utilizzando funzioni con andamento noto, chiamate funzioni di forma, spesso polinomiali, per ottenere una soluzione polinomiale a tratti. Risolvendo le equazioni algebriche risultanti, si ottengono i valori della funzione ai nodi, che rappresentano il campo approssimato. La precisione dell'approssimazione dipende dal grado del polinomio e dalla dimensione degli intervalli di suddivisione [24].

I modelli a elementi finiti, analogamente agli altri modelli *in silico*, non possono sostituire i test sperimentali, che sono fondamentali dal momento che i modelli

matematici devono essere validati basandosi sui dati sperimentali stessi. Possono però integrare i risultati sperimentali con dati che sarebbero altrimenti difficili da ricavare *in vivo*, come tensioni e deformazioni.

Negli anni sono stati sviluppati diversi modelli di testa e corpo umani con il metodo degli elementi finiti. Chen et al. [25], ad esempio, hanno utilizzato il modello THUMS AM50 v. 4.0 per stimare la risposta del cervello umano all'impatto causato dai colpi di testa. Questo modello a elementi finiti rappresenta il corpo di un maschio adulto del 50° percentile e include una dettagliata rappresentazione del cranio, del cervello e dei tessuti molli, consentendo di studiare come le forze esterne determinano lo stato meccanico locale dei tessuti cerebrali e se queste possono essere potenziali cause di danni cerebrali, in base alla loro intensità.

Questo modello è stato utilizzato per simulare due tipi di impatti sulla testa, nei due punti dove la palla viene colpita più frequentemente: la parte superiore e la parte frontale della testa. La palla è stata fatta muovere con una velocità traslazionale (6 m/s) o rotazionale (30 rad/s). Per simulare un colpo di testa potente, è stato aggiunto un movimento della testa a una velocità (3 m/s) nella direzione opposta rispetto al movimento della palla. Nel caso di colpo di testa frontale, il più frequente e corretto dal punto di vista della tecnica, la rotazione della palla nella direzione opposta e il movimento opposto della testa hanno aumentato l'accelerazione risultante, la deformazione massima, la velocità di deformazione massima e lo sforzo di taglio massimo (Tabella 1). La combinazione della rotazione inversa della palla e del movimento della testa ha portato ad un alto valore di HIC, aumentando il rischio di lesioni cerebrali. Da questo studio è emerso che la deformazione e la velocità di deformazione si concentrano attorno al corpo calloso e si spostano dal punto d'impatto alla direzione opposta.

Parameter	Control	Ball Spin	Head Motion
Peak linear X-acceleration (G)	6.77	6.58	12.9
Peak linear Y-acceleration (G)	0.15	0.06	0.11
Peak linear Z-acceleration (G)	2.53	2.55	3.35
Peak resultant acceleration (G)	7.28	7.13	14.0
HIC	2.86	2.83	10.6
Max. Strain	0.03	0.03	0.04
Max. Strain Rate	5.21	4.44	10.3
Max Shear Stress (Pa)	0.64	1.20	3.03

Tabella 1: Effetti del colpo di testa su parametri cinematici e criteri di danno

*Control: Condizione di controllo;
Ball Spin: Rotazione della palla;
Head Motion: Movimento della testa*

Babbs, "Biomechanics of heading a soccer ball: implications for player safety"

2.4 Fattori maggiormente impattanti

2.4.1 Cinematica

Come affrontato precedentemente, è stato dimostrato che piccole modifiche nell'esecuzione del colpo di testa possono ridurre gli effetti subiti. La condizione di *follow-through* esagerato aiuta a distribuire meglio le forze generate dall'impatto, riducendo la quantità di accelerazione trasferita direttamente al cervello. La tecnica dell'allineamento consiste nel porre nello stesso asse il punto di impatto della palla con il centro di gravità della testa, con l'asse longitudinale della colonna cervicale e toracica. In questo modo le forze vengono in parte trasferite negli altri tessuti limitando gli effetti locali.

2.4.2 Età

Negli ultimi anni le preoccupazioni riguardanti i colpi di testa nel calcio giovanile sono cresciute significativamente; infatti, il cervello può essere particolarmente suscettibile a ripetuti impatti sub-concussivi che avvengano nella fase di sviluppo [28].

La Football Association (la federazione calcistica inglese) ha abolito le esercitazioni di testa in allenamento nei settori giovanili fino agli Under 12 ed è stata ridotta la pratica anche per i ragazzi delle squadre Under 18 [26].

Riprendendo lo studio di Babbs [20] e prendendo in considerazione giocatori sotto i 12 anni, si può osservare che la sollecitazione è maggiore. L'uso di un pallone più piccolo, di misura 4, non compensa adeguatamente la minore massa effettiva dei giocatori più giovani. Ipotizzando una massa di 40 kg e una pressione di gonfiaggio compresa tra 0.6 e 1.1 atm, le accelerazioni si collocano sia al di sopra che al di sotto del presunto livello di sicurezza; quelle più elevate sono comprese tra 15 e 20 g, quando si combinano una velocità elevata del pallone, una pressione di gonfiaggio alta ed una tecnica errata.

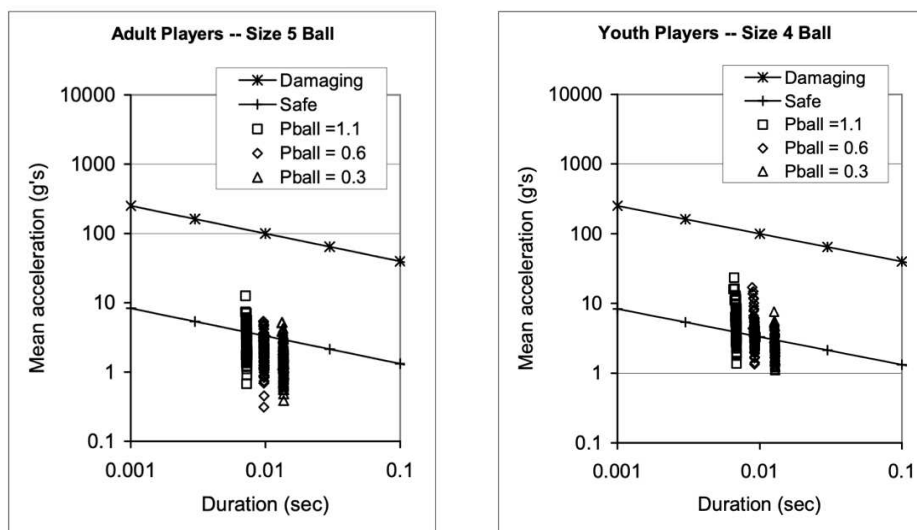


Figura 14: confronto tra accelerazioni in adulti e giovani

Babbs, "Biomechanics of heading a soccer ball: implications for player safety"

2.4.3 Proprietà della palla

Come visto in precedenza, la riduzione della massa e della pressione del pallone può diminuire la sollecitazione sulla testa durante i colpi di testa. Tuttavia, effetti significativi si ottengono solo con riduzioni considerevoli. È importante considerare che un pallone da calcio regolamentare deve avere una pressione compresa tra 0.6 e 1.1 atmosfere e una massa tra 410 e 450 grammi. Scendere al di sotto di questi parametri rischierebbe di alterare la natura del gioco, rendendo improbabile una modifica delle regole ufficiali. Tuttavia, palloni più leggeri e meno gonfi potrebbero essere utilizzati durante gli allenamenti, in particolare per introdurre gradualmente i più giovani al gesto tecnico del colpo di testa.

Come descritto precedentemente, la forza esercitata sulla testa durante i colpi di testa sembra essere influenzata più dalla velocità del pallone che dalle sue proprietà meccaniche, in particolare massa e rigidità del pallone. Evidentemente però abbassare la velocità del pallone è pressoché impossibile senza cambiare radicalmente lo sport.

2.4.4 Caschetto

L'utilizzo di copricapi protettivi si è dimostrato efficace nel ridurre i contatti testa contro testa, ma non ha prodotto risultati significativi nei colpi di testa [27]. Inoltre, i caschetti possono anche indurre gli atleti a colpire la palla più forte e a giocare in modo più pericoloso, perché sentono un senso di maggiore sicurezza, causando quindi l'effetto opposto a quello desiderato [28].

CAPITOLO 3

CONSEGUENZE NEUROLOGICHE

Un ulteriore approccio al problema in esame consiste nella misurazione degli effetti concreti dei traumi cranici ripetuti nel calcio attraverso l'analisi della presenza di biomarcatori di danno, l'identificazione di anomalie microstrutturali e la valutazione dei deficit nelle performance cognitive. Di seguito, verranno esaminati questi metodi e i risultati ottenuti.

3.1 Biomarcatori

I biomarcatori per il danno cerebrale sono molecole misurabili nel sangue, nel liquido cerebrospinale o in altri fluidi corporei, che riflettono la presenza o la gravità di un danno cerebrale. Nel corso degli anni diverse molecole sono state proposte come possibili candidate. Di seguito ci si concentra sui biomarcatori più efficaci per descrivere, in particolare, gli effetti cronici di ripetuti colpi alla testa.

3.1.1 Proteina Tau

Nel tessuto nervoso, la proteina tau svolge un ruolo cruciale nel mantenere la struttura del citoscheletro neuronale, stabilizzando i microtubuli, che sono fondamentali per il trasporto intracellulare. Questa funzione è essenziale per il flusso assonale e dendritico, che permette il trasporto di metaboliti e altre molecole necessarie per il mantenimento e il rinnovamento delle sinapsi. In condizioni patologiche, la proteina tau può subire una iperfosforilazione, perdendo la sua funzione e formando grovigli neurofibrillari. Questi ultimi possono essere utilizzati come biomarcatori per diagnosticare e monitorare la progressione di malattie neurodegenerative, poiché il loro accumulo è correlato alla degenerazione neuronale. La misurazione dei livelli di proteina tau nel liquido cerebrospinale è un metodo comune per rilevare queste condizioni [29].

La CTE (Encefalopatia Traumatica Cronica) è una malattia neurodegenerativa legata a traumi cranici ripetuti, comune negli sport di contatto. Il suo segno distintivo è l'accumulo anomalo della proteina tau, specialmente nelle aree sottoposte a forte stress meccanico. Attualmente, può essere diagnosticata in modo definitivo solo tramite esame neuropatologico *post mortem*.

Oltre il 97% dei casi di CTE pubblicati sono stati individuati in soggetti con una nota esposizione a impatti cranici ripetuti, molto spesso subiti durante la partecipazione a sport di contatto. Le prove disponibili indicano una forte probabilità che esista un legame causale tra traumi cranici ripetuti e lo sviluppo della CTE, conclusione rafforzata dall'assenza di prove per ipotesi alternative plausibili. Non esiste un'altra variabile valida che possa spiegare perché così tanti atleti di sport di contatto in tutto il mondo, praticando discipline diverse, abbiano ricevuto una diagnosi di CTE, al contrario di atleti senza questa esposizione [30].

La CTE è stata recentemente associata a traumi cranici sub-concussivi. Dati recenti derivati da autopsie hanno dimostrato che atleti che avevano praticato sport di contatto, pure in assenza di una storia di commozioni cerebrali, presentavano comunque una patologia neurodegenerativa coerente con la CTE, anche in assenza di cambiamenti comportamentali rilevati in vita. Questi dati suggeriscono che impatti a livello sub-concussivo possano portare a significative alterazioni neurologiche, specialmente se i colpi sono ripetuti [31].

3.1.2 Neurofilamento leggero (NfL)

Il neurofilamento leggero (NfL) è una proteina che fa parte della struttura interna dei neuroni, in particolare degli assoni, e aiuta a mantenere la loro forma e stabilità. Fa parte di una famiglia di proteine chiamate neurofilamenti, che costituiscono il citoscheletro neuronale, supportando le funzioni cellulari e la trasmissione dei segnali lungo l'assone.

Un recente studio [32] ha dimostrato che il NfL mostra grande potenziale come biomarcatore prognostico nel sangue per la commozione cerebrale sportiva acuta e ripetitiva, così come nei pazienti con trauma cranico sub-concussivo e cronico. In altre parole, il NfL ha la capacità di prevedere l'evoluzione di una lesione cerebrale, fornendo informazioni su come potrebbe svilupparsi la malattia nel tempo.

3.2 Anomalie microstrutturali cerebrali

I ripetuti colpi alla testa, anche quelli sub-concussivi, potrebbero indurre alterazioni sottili nella microstruttura cerebrale. Tali modifiche sono associate a una riduzione della connettività neuronale e possono avere ripercussioni a lungo termine sulle funzioni cognitive e comportamentali degli atleti, anche in assenza di sintomi immediati evidenti. Lo studio di queste anomalie è cruciale per comprendere gli effetti a lungo termine dei traumi cranici ripetuti nel calcio e in altri sport di contatto.

Uno strumento chiave per indagare queste anomalie è il tensore di diffusione, che descrive la capacità delle molecole d'acqua di muoversi nell'ambiente in cui si trovano. Spesso è presente una direzione privilegiata di diffusione, e di conseguenza il tensore di diffusione permette di quantificare il relativo livello di anisotropia (cioè, la proprietà di un tessuto di comportarsi in modo diverso a seconda della direzione delle forze applicate). Questo concetto è alla base di una avanzata tecnica di risonanza magnetica detta DTI (diffusion tensor imaging) che permette di misurare la diffusione tridimensionale grazie ad un parametro detto FA (anisotropia frazionaria). La FA esprime la direzionalità della diffusione e varia da 0 a 1; valori vicini all'1 indicano un'alta anisotropia, cioè la diffusione è molto direzionale; valori vicini allo 0 rappresentano diffusione isotropa, indice di tessuti danneggiati o alterati [33].

Koerte et al. [34] hanno revisionato sistematicamente gli effetti di esposizione a ripetuti impatti alla testa (RHI) sulla microstruttura cerebrale utilizzando la DTI. Gli RHI solitamente non causano sintomi acuti e per questo sono sovrapponibili ai traumi sub-concussivi. La DTI si è rivelata particolarmente promettente per la rilevazione di alterazioni sottili nella microstruttura cerebrale a seguito dell'esposizione agli RHI legati allo sport. Il risultato più evidente è stato una riduzione dell'anisotropia frazionaria associata a una maggiore esposizione a RHI legati allo sport. Gli stessi autori affermano che resta da determinare se questa diminuzione della FA sia correlata con deficit cognitivi per i soggetti esposti a questi traumi cranici.

3.3 Deficit in performance cognitive

In neuropsicologia, la valutazione dei deficit cognitivi avviene tramite test che misurano specifici parametri e li confrontano con quelli di gruppi di controllo. Tra i più comuni vi sono:

- Test di memoria: valutano la capacità di apprendere, immagazzinare e richiamare informazioni. Ad esempio, i test di memoria verbale o visiva possono aiutare a identificare difficoltà nell'apprendimento di nuove informazioni o nel ricordare eventi recenti.
- Test di attenzione e concentrazione: misurano la capacità di focalizzarsi su compiti specifici e di mantenere l'attenzione su stimoli pertinenti, ignorando quelli irrilevanti.
- Test di funzioni esecutive: valutano abilità cognitive complesse come la pianificazione, la risoluzione dei problemi, la flessibilità di pensiero e il controllo degli impulsi.
- Test di velocità di elaborazione: misurano la rapidità con cui un individuo elabora e risponde alle informazioni.

Il legame tra ripetute commozioni cerebrali e deterioramento cognitivo è piuttosto consolidato [35]. La correlazione tra traumi sub-concussivi e deterioramento cognitivo, invece, è oggetto di ampio dibattito. Alcuni studi suggeriscono che impatti ripetuti, anche se non sufficientemente forti da causare una commozione cerebrale, possano provocare alterazioni neurologiche. Ad esempio, Matser et al. [36] hanno esaminato la relazione tra il numero di colpi di testa effettuati in una stagione professionistica e il numero di commozioni cerebrali legate al calcio sul funzionamento cognitivo. È stato riscontrato che il numero di colpi di testa in una stagione era associato a risultati peggiori nei test che misurano l'attenzione focalizzata e la memoria visiva e verbale. I risultati suggeriscono che sia i colpi di testa che le commozioni cerebrali contribuiscono separatamente al deterioramento cognitivo. Altri studi invece dimostrano il contrario; ad esempio, Mund et al. [37]

hanno investigato gli effetti dei colpi di testa sulle performance neurocognitive sul cervello di giocatori di calcio adulti di alto livello; durante un periodo di osservazione compreso tra 9 e 17.8 mesi, le prestazioni neurocognitive sono rimaste invariate.

Per trarre conclusioni più affidabili è più utile analizzare revisioni sistematiche piuttosto che studi singoli, ma anche in questo caso si trovano risultati inconcludenti e in disaccordo tra loro.

Bailes et al. [30] hanno studiato gli effetti di traumi sub-concussivi nello sport affermando che questo tipo di impatti possono causare alterazioni neurologiche significative, specialmente se i colpi sono ripetitivi.

Dalla revisione sistematica di Mainwaring et al. [38] è emerso che ripetuti colpi alla testa in sport di contatto sono associati a cambiamenti microstrutturali e funzionali del cervello. Gli stessi autori affermano, tuttavia, che non è chiaro se questi cambiamenti rappresentino effettivamente un danno e che il termine *subconcussive* viene utilizzato in modo incoerente, mal definito e fuorviante e che saranno necessarie ulteriori ricerche per caratterizzare meglio questo fenomeno.

Due recenti revisioni hanno studiato più nello specifico gli effetti dei colpi di testa nel calcio e hanno ottenuto risultati più moderati.

Kontos et al. [39] hanno concluso che i risultati attuali non confermano alcun esito avverso complessivo causato dall'esecuzione di colpi di testa nel calcio.

Rodrigues et al. [40] affermano che la ricerca sugli effetti dei colpi di testa sulla struttura e le funzioni cerebrali ha prodotto risultati interessanti, ma i dati sono ancora inconcludenti. Gli autori fanno notare le limitazioni metodologiche degli studi presenti in letteratura, tra cui la mancanza di un gruppo di controllo adeguato, l'assenza di controllo di una storia di commozioni cerebrali, la mancanza di *screening* per l'uso di alcol, dimensioni ridotte del campione, metodi statistici inappropriati e altro ancora.

CONCLUSIONI

Da questo studio è emersa con ancora maggiore chiarezza la complessità del tema trattato. Le risposte ad oggi ottenute non sono conclusive ed evidenziano la necessità di ulteriori approfondimenti per una comprensione più completa e dettagliata del fenomeno.

Per limitare i danni relativi a traumi cranici più gravi è necessario prendere provvedimenti immediati dopo un colpo alla testa durante il gioco. Un buon punto di partenza in tal senso è la norma recentemente introdotta di fermare il gioco ogni volta che un giocatore subisce un colpo alla testa per valutarne le condizioni. Sarebbe opportuno attendere l'eventuale insorgenza di una commozione cerebrale, in modo da prevenire ulteriori danni.

Sempre per la riduzione dei rischi associati ai colpi di testa, possono essere fatte altre raccomandazioni. In primo luogo, è fondamentale insegnare una tecnica corretta, con particolare attenzione ai giovani atleti. Durante la fase di apprendimento, è altamente consigliato l'uso di palloni più leggeri.

L'utilizzo di strumentazione avanzata, in grado di rilevare dati biomeccanici in modo non invasivo, è essenziale per monitorare con precisione gli effetti degli impatti alla testa, specialmente nei giocatori professionisti. Questi strumenti oltre alla semplice misurazione dell'accelerazione lineare, dovrebbero considerare parametri che riflettono meglio le conseguenze sui tessuti cerebrali, in relazione ai criteri di danno.

Nell'ottica di una migliore comprensione della biomeccanica dei colpi di testa e dell'effetto di variabili come tecnica, struttura del pallone, caratteristiche fisiche del giocatore è utile un ulteriore sviluppo di modelli *in silico* sempre più sofisticati e accurati.

Infine, è necessario continuare il lavoro di ricerca nell'ambito delle conseguenze sulle prestazioni cognitive e sulle alterazioni cerebrali acute e croniche, con studi più accurati e l'utilizzo di biomarcatori e tecniche di imaging più precisi.

Nonostante i dati attualmente disponibili non indichino chiaramente un problema evidente, è fondamentale non sottovalutare la potenziale rilevanza che il fenomeno

potrebbe assumere. Si ricorda, infatti, che oltre 260 milioni di persone praticano il gioco del calcio, inclusa una significativa percentuale di giovani.

Di conseguenza, risulta essenziale mantenere e intensificare gli sforzi di ricerca in questo ambito, al fine di approfondire la comprensione delle dinamiche biomeccaniche e neurologiche coinvolte. Solo attraverso studi ulteriori e più dettagliati sarà possibile identificare soluzioni efficaci per mitigare gli eventuali rischi associati a ripetuti traumi cranici anche di lieve entità, salvaguardando la salute a lungo termine degli atleti.

BIBLIOGRAFIA

- [1]: FIFA. (2007). FIFA Big Count 2006: 270 million people active in football Big Count: Comparison 2006–2000. FIFA Communications Division. Zurich, Switzerland.
- [2]: Cartella stampa 10 anni Report Calcio
<https://www.figc.it/media/127580/cartella-stampa-10-anni-report-calcio.pdf>
- [3]: Negri M., “Trauma cranico: cause, sintomi e cure”, Istituto di ricerche farmacologiche Mario Negri IRCCS, 7 settembre 2021,
<https://www.marionegri.it/magazine/trauma-cranico>
- [4]: Levy ML, Kasasbeh AS, Baird LC, Amene C, Skeen J, Marshall L. Concussions in soccer: a current understanding. *World Neurosurg.* 2012 Nov;78(5):535-44.
- [5]: Cranio, Enciclopedia Treccani, <https://www.treccani.it/enciclopedia/cranio/>
- [6]: Anastasi, Giuseppe, et al. Trattato di anatomia umana. Edi.Ermes.
- [7]: “Encefalo: Cos’è? Anatomia e Funzioni”, www.my-personaltrainer.it
<https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/encefalo.html>
- [8]: “Glasgow Coma Scale: come ricordarsela ed applicarla subito!” – La Scrittura di Max, <https://lascritturadimax.wordpress.com/2018/03/01/glasgow-coma-scale/>.
- [9]: Alisa D. Gean, Nancy J. Fischbein, Head Trauma, *Neuroimaging Clinics of North America*, Volume 20, Issue 4, 2010.
- [10]: “Trauma cranico”, Doctor33, <https://www.doctor33.it/cont/download-center-files/18649/cap-trauma-cranico-x22107allp1.pdf>
- [11]: Hubertus V, Marklund N, Vajkoczy P. Management of concussion in soccer. *Acta Neurochir (Wien)*. 2019 Mar;161(3):425-433.
- [12]: Delaney JS, Lacroix VJ, Gagne C, Antoniou J. Concussions among university football and soccer players: a pilot study. *Clin J Sport Med.* 2001 Oct;11(4):234-40.
- [13]: Delaney JS, Lacroix VJ, Leclerc S, Johnston KM: Concussions among university football and soccer players. *Clin J Sport Med* 12:331-338, 2002.

- [14]: Al-Kashmiri A, Delaney JS. Head and neck injuries in football (soccer). *Trauma*. 2006;8(3):189-195.
- [15]: Delaney JS. Head injuries presenting to emergency departments in the United States from 1990 to 1999 for ice hockey, soccer, and football. *Clin J Sport Med*. 2004 Mar;14(2):80-7.
- [16]: Versace J., "A review of the severity index", SAE Technical Paper 710881, 1971.
- [17]: T.A. Gennarelli, L.E. Thibault, A.K. Ommaya, Pathophysiologic responses to rotational and translational accelerations of the head, *Stapp Car Crash (1972)* 296–308.
- [18]: Newman, J., and Shewchenko, N., "A Proposed New Biomechanical Head Injury Assessment Function - the Maximum Power Index," SAE Technical Paper 2000-01-SC16, 2000.
- [19]: McCunn R, Beaudouin F, Stewart K, Meyer T, MacLean J. Heading in Football: Incidence, Biomechanical Characteristics and the Association with Acute Cognitive Function-A Three-Part Systematic Review. *Sports Med*. 2021 Oct;51(10):2147-2163.
- [20]: Babbs CF. Biomechanics of heading a soccer ball: implications for player safety. *ScientificWorldJournal*. 2001 Aug 8;1:281-322.
- [21]: Tierney GJ, Power J, Simms C. Force experienced by the head during heading is influenced more by speed than the mechanical properties of the football. *Scand J Med Sci Sports*. 2021 Jan;31(1):124-131.
- [22]: Shewchenko N, Withnall C, Keown M, Gittens R, Dvorak J. Heading in football. Part 2: biomechanics of ball heading and head response. *Br J Sports Med*. 2005 Aug;39 Suppl 1(Suppl 1):i26-32.
- [23] Shewchenko N, Withnall C, Keown M, Gittens R, Dvorak J. Heading in football. Part 3: effect of ball properties on head response. *Br J Sports Med*. 2005 Aug;39 Suppl 1(Suppl 1):i33-9.
- [24]: Introduzione al metodo degli elementi finiti e alla modellazione FEM, https://www.ingegneriastrutturale.net/documenti/articoli/adepron13_0012.pdf
- [25]: Chen, P.Y., Chou, L.S., Hu, C.J., Chen, H.H. (2015). Finite Element Simulations of Brain Responses to Soccer-Heading Impacts. In: Su, FC., Wang,

- SH., Yeh, ML. (eds) 1st Global Conference on Biomedical Engineering & 9th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering. IFMBE Proceedings, vol 47. Springer, Cham.
- [26]: TheFA.com,
<https://www.thefa.com/news/2024/may/17/new-heading-rules-for-grassroots-football-youth-matches>
- [27]: Withnall C, Shewchenko N, Wonnacott M, Dvorak J. Effectiveness of headgear in football. *Br J Sports Med.* 2005 Aug
- [28]: Caccese JB, Kaminski TW. Minimizing Head Acceleration in Soccer: A Review of the Literature. *Sports Med.* 2016 Nov
- [29]: [https://www.treccani.it/enciclopedia/proteina-tau_\(Enciclopedia-della-Scienza-e-della-Tecnica\)/](https://www.treccani.it/enciclopedia/proteina-tau_(Enciclopedia-della-Scienza-e-della-Tecnica)/)
- [30]: McKee, A.C., Stein, T.D., Huber, B.R. et al. Chronic traumatic encephalopathy (CTE): criteria for neuropathological diagnosis and relationship to repetitive head impacts. *Acta Neuropathol* 145, 371–394 (2023).
- [31]: Bailes JE, Petraglia AL, Omalu BI, Nauman E, Talavage T. Role of subconcussion in repetitive mild traumatic brain injury. *J Neurosurg.* 2013 Nov;119(5):1235-45.
- [32]: Shahim P, Politis A, van der Merwe A, Moore B, Chou YY, Pham DL, Butman JA, Diaz-Arrastia R, Gill JM, Brody DL, Zetterberg H, Blennow K, Chan L. Neurofilament light as a biomarker in traumatic brain injury. *Neurology.* 2020 Aug 11;95(6):e610-e622. Epub 2020 Jul 8. Erratum in: *Neurology.* 2021 Mar 23;96(12):593.
- [33]: Tensore di diffusione, Enciclopedia Treccani,
[https://www.treccani.it/enciclopedia/tensore-di-diffusione_\(Enciclopedia-della-Scienza-e-della-Tecnica\)/#](https://www.treccani.it/enciclopedia/tensore-di-diffusione_(Enciclopedia-della-Scienza-e-della-Tecnica)/#)
- [34]: Koerte IK, Wiegand TLT, Bonke EM, Kochsiek J, Shenton ME. Diffusion Imaging of Sport-related Repetitive Head Impacts-A Systematic Review. *Neuropsychol Rev.* 2023 Mar;33(1):122-143.
- [35]: Mavroudis I, Ciobica A, Bejenariu AC, Dobrin RP, Apostu M, Dobrin I, Balmus IM. Cognitive Impairment following Mild Traumatic Brain Injury (mTBI): A Review. *Medicina (Kaunas).* 2024 Feb 24;60(3):380. >

- [36]: J.T.Matser, A.G.H. Kessels, M.D. Lezak & J. Troost (2001) A Dose-Response Relation of Headers and Concussions With Cognitive Impairment in Professional Soccer Players, *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, 23:6, 770-774.
- [37]: Mund FK, Feddermann-Demont N, Welsch G, Schuenemann C, Fiehler J, Junge A, Reinsberger C. Heading during the season and its potential impact on brain structure and neurocognitive performance in high-level male football players: An observational study. *J Sci Med Sport*. 2024 Sep;27(9):603-609.
- [38]: Mainwaring L, Ferdinand Pennock KM, Mylabathula S, Alavie BZ. Subconcussive head impacts in sport: A systematic review of the evidence. *Int J Psychophysiol*. 2018 Oct;132(Pt A):39-54.
- [39]: Kontos AP, Braithwaite R, Chrisman SPD, McAllister-Deitrick J, Symington L, Reeves VL, Collins MW. Systematic review and meta-analysis of the effects of football heading. *Br J Sports Med*. 2017 Aug;51(15):1118-1124.
- [40]: Rodrigues AC, Lasmar RP, Caramelli P. Effects of Soccer Heading on Brain Structure and Function. *Front Neurol*. 2016 Mar 21;7:38.

INDICE DELLE FIGURE E DELLE TABELLE

- Figura 1: Medicina Online, “Differenza tra neurocranio e splancnocranio”,
<https://medicinaonline.co/2017/12/19/differenza-tra-neurocranio-e-splancnocranio/>
- Figura 2: Medicina Online, “Lobi del cervello: anatomia, funzioni, immagini e patologie in sintesi”, <https://medicinaonline.co/2019/04/19/lobi-del-cervello-anatomia-funzioni-immagini-e-patologie-in-sintesi/>
- Figura 3: Funzioni cerebrali superiori, Enciclopedia Treccani,
https://www.treccani.it/enciclopedia/funzioni-cerebrali-superiori_%28Dizionario-di-Medicina%29/
- Figura 4: Meningi, Wikipedia, <https://it.wikipedia.org/wiki/Meningi>
- Figura 5: Neuroni, My-personaltrainer.it,
<https://www.my-personaltrainer.it/fisiologia/neuroni.html>
- Figura 6: Blog di Infermieristica di Area Critica Preospedaliera,
<https://infermieripreh.wordpress.com/2015/10/02/glasgow-coma-score-gcs-adulti/>
- Figura 7: Surgical Management of Severe Closed Head Injury in Adults,
<https://clinicalgate.com/surgical-management-of-severe-closed-head-injury-in-adults/>
- Figura 8: Baldan Alice, “Simulazioni di impatti standard per caschi protettivi”,
Università degli studi di Padova, tesi di laurea magistrale in ingegneria
aerospaziale, 13.04.2017
- Figura 9: Babbs CF. Biomechanics of heading a soccer ball: implications for
player safety. ScientificWorldJournal. 2001 Aug 8;1:281-322.
- Figura 10: Babbs CF. Biomechanics of heading a soccer ball: implications for
player safety. ScientificWorldJournal. 2001 Aug 8;1:281-322.
- Figura 11: Babbs CF. Biomechanics of heading a soccer ball: implications for
player safety. ScientificWorldJournal. 2001 Aug 8;1:281-322.
- Figura 12: Babbs CF. Biomechanics of heading a soccer ball: implications for
player safety. ScientificWorldJournal. 2001 Aug 8;1:281-322.

Figura 13: Tierney GJ, Power J, Simms C. Force experienced by the head during heading is influenced more by speed than the mechanical properties of the football. *Scand J Med Sci Sports*. 2021 Jan;31(1):124-131.

Figura 14: Babbs CF. Biomechanics of heading a soccer ball: implications for player safety. *ScientificWorldJournal*. 2001 Aug 8;1:281-322.

Tabella 1: Chen, P.Y., Chou, L.S., Hu, C.J., Chen, H.H. (2015). Finite Element Simulations of Brain Responses to Soccer-Heading Impacts. In: Su, FC., Wang, SH., Yeh, ML. (eds) 1st Global Conference on Biomedical Engineering & 9th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering. IFMBE Proceedings, vol 47. Springer, Cham.