

POLITECNICO DI TORINO FACOLTÀ DI INGEGNERIA CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA INDIRIZZO BIOMECCANICO

VALUTAZIONE STRUMENTALE DEL RECUPERO FUNZIONALE IN CANI SOTTOPOSTI AD UNA PROTESI D'ANCA NON CEMENTATA MODELLO ZURIGO.

RELATRICE:		CANDIDATA:
Prof.ssa Laura GASTALDI		Elisa BARICCO
	_	
CO-RELATORE:		
Prof. Bruno PEIRONE		
FIOI. BIUIIO PLINOINE		

Ai miei genitori, che hanno sempre creduto in me e mi hanno sostenuto.

A Daniele, che ha saputo darmi la carica per andare avanti.

INDICE

1. BACKGROUND	2
2. INTRODUZIONE	4
2.1 ANALISI DEL CAMMINO	4
2.2 ANALISI DEL CAMMINO NEI CANI	8
2.3 ANALISI CINETICA	10
2.4 SCOPO DELLA TESI	18
3 MATERIALI E METODI	20
3.1 PROTOCOLLO DI ANALISI	20
3.2 ANALISI DEI DATI	25
3.3 ANALISI STATISTICA	36
3.4 ANALISI DELLA VARIANZA	40
4 RISULTATI	43
4.1 RISULTATI DELL'ANALISI CINETICA	43
4.2 RISULTATI DEL TEST DI MANN WHITNEY	64
4.3 RISULTATI DEL TEST DI WILCOXON	66
4.4 RISULTATI DEL TEST DI FRIEDMAN	70
4.5 RISULTATI DELLA DIFFERENZA DELLE MEDIE	72
4.6 RISULTATI DELL'ANALISI DELLA VARIANZA	75
5. DISCUSSIONE	78
6. CONCLUSIONI	92
7. BACKGROUND - ACCELEROMETRI	95
8. INTRODUZIONE – ACCELEROMETRI	96
8.1 SCOPO DELLA TESI - ACCELEROMETRI	102
9. MATERIALI E METODI – ACCELEROMETRI	103
9.1 PROTOCOLLO DI ANALISI	103
9.2 ANALISI DEI DATI	105
10. RISULTATI - ACCELEROMETRI	113
11. DISCUSSIONE - ACCELEROMETRI	122
12. CONCLUSIONI – ACCELEROMETRI	128
12 RIRI IOCD AFIA	120

1. BACKGROUND

Una patologia ortopedica che colpisce l'uomo ma che si può anche riscontrare nelle razze canine è la displasia dell'anca.

L'articolazione d'anca è un'enartrosi composta dalla testa del femore e dalla cavità acetabolare situata nel bacino e può essere schematizzata con una sfera che si muove all'interno di una coppa. Un'articolazione sana lavora perfettamente grazie al fatto che i due elementi articolari sono conformi e quindi concentrici, in caso contrario l'articolazione risulta essere displasica.

La displasia d'anca può essere generata da una malformazione dell'acetabolo (displasia acetabolare), della componente femorale nella testa o nel collo (displasia femorale) oppure da una combinazione delle due precedenti. Un'ulteriore causa dell'insorgenza della displasia è la lassità articolare che si manifesta in giovane età.

La presenza dell'incongruenza articolare genera una sublussazione o lussazione della testa del femore, con conseguente deformazione dei capi articolari e sviluppo precoce di osteoartrosi.

L'osteoartrosi è una patologia articolare, degenerativa, progressiva che consiste in un'alterazione della cartilagine che protegge i due elementi ossei dell'articolazione. Nei pazienti affetti da displasia dell'anca, durante il movimento i due capi articolari degenerati vengono in contatto, sfregando tra loro e causando un'infiammazione. Con il tempo l'articolazione perde la sua funzionalità diminuendo progressivamente la sua escursione articolare. A causa del dolore generato dall'infiammazione e del fastidio percepito durante la deambulazione il soggetto tende a limitare la sua mobilità, perdendo anche in qualità della vita.

Quando viene eseguita la diagnosi della displasia dell'anca le opzioni terapeutiche possono essere sia conservative sia chirurgiche, entrambe finalizzate alla riduzione del dolore. Il trattamento conservativo prevede la somministrazione di farmaci anti-infiammatori e protettori della cartilagine che devono essere abbinati a una riduzione del peso corporeo e alcuni cicli di fisioterapia. Le terapie chirurgiche, invece, raggiungono lo scopo mediante la sostituzione completa dell'articolazione malformata.

Nell' Ospedale Veterinario Universitario (OVU) della struttura didattica speciale di Grugliasco l'intervento chirurgico d'elezione per il trattamento della displasia dell'anca del cane è la protesi totale d'anca. La procedura prevede l'utilizzo di una protesi non cementata modello Zurigo (KYON).

Lo scopo di questa tesi è di validare con un metodo obiettivo l'efficacia della protesi non cementata modello Zurigo nel trattamento della displasia dell'anca nel cane.

Come metodo d'indagine si è scelta l'analisi del cammino dal momento che sia la displasia dell'anca sia la conseguente osteoartrosi hanno condizionato negativamente la funzione deambulatoria del cane. Nello specifico si vuole verificare se a seguito di un intervento

chirurgico di questo tipo è possibile eliminare tutte le problematiche relative alla patologia, consentendo un pieno recupero funzionale dell'arto.

L'obiettivo secondario è di fornire indicazioni al chirurgo ortopedico sul tipo di paziente in cui è possibile trarre il maggior beneficio dalla suddetta procedura chirurgica e verificare se esistano dei fattori legati al paziente o all'intervento che siano in grado di influenzare il periodo postoperatorio.

2. INTRODUZIONE

2.1 ANALISI DEL CAMMINO

Essendo la displasia dell'anca e l'osteoartrosi due patologie articolari che vanno a compromettere la mobilità, una delle tecniche che possono essere utilizzate per verificare il recupero funzionale del cane è l'analisi del cammino.

L'analisi del cammino permette di ricavare in modo oggettivo, ripetibile e non invasivo informazioni sulla funzionalità del movimento consentendo in questo modo di individuare alterazioni rispetto a dei modelli descritti in letteratura.

Siccome è una tecnica ripetibile, consente di eseguire lo stesso tipo di indagine anche a distanze temporali elevate, permettendo un confronto tra i risultati ottenuti in diverse fasi di uno studio clinico o nelle indagini dell'evoluzione di una patologia.

L'analisi del movimento prevede due tipologie di approccio: qualitativo (visiva e videoregistrata) e quantitativo (analisi strumentale).

L'analisi qualitativa valuta il movimento attraverso l'osservazione diretta (visiva) oppure attraverso l'analisi successiva di video effettuati durante l'esecuzione del movimento, potendo così effettuare un'analisi più approfondita rispetto all'osservazione diretta.

L'analisi quantitativa permette di ottenere informazioni:

- CINEMATICHE
- CINETICHE o DINAMICHE
- ELETTROMIOGRAFICHE

ANALISI CINEMATICA

La cinematica è il ramo della meccanica che si occupa di descrivere quantitativamente il moto di un oggetto che viene rappresentato come un punto materiale in uno spazio tridimensionale, la cui posizione ad ogni istante di tempo viene individuata dalle coordinate spaziali (x, y, z) misurate in un sistema di riferimento cartesiano.

La cinematica è una grandezza spazio-temporale in quanto spazio e tempo sono strettamente in relazione grazie al fatto che non ha senso dire dove si trova un oggetto senza specificare l'istante temporale a cui ci si riferisce, e viceversa.

Riportando questo concetto all'analisi del cammino possiamo dire che la cinematica si occupa di descrivere il movimento in uno spazio 3D delle articolazioni e dei segmenti corporei coinvolti

nel movimento, ottenendo informazioni su accelerazione, velocità e spostamento dei segmenti corporei ma anche sul loro orientamento e sugli angoli articolari che si formano.

Per effettuare l'analisi cinematica esistono dei sistemi noti come **Motion Capture** che si basano sulla registrazione del movimento che viene eseguito e lo riportano in 3D su un computer. Attraverso la successiva analisi di questa riproduzione virtuale del movimento è possibile identificare eventuali alterazioni rispetto a pattern fisiologici.

Esistono due grandi famiglie di sistemi Motion Capture: ottici e non ottici.

Sistemi non ottici:

Non utilizzano riprese video ma i dati sono ricavati direttamente dai sensori posizionati sul soggetto. Si dividono in:

- Sistemi magnetici
- Sistemi elettromeccanici
 - Elettrogoniometri
 - Sensori inerziali (accelerometri e giroscopi)
 - Sistemi a fibra ottica

Sistemi ottici (stereofotogrammetria):

Sono formati da un set di videocamere che circondano l'area destinata al movimento. Per ricostruire la tridimensionalità del soggetto le immagini 2D provenienti da ogni telecamera vengono elaborate insieme (principio caratteristico della visione stereoscopica umana).

Questi sistemi si suddividono ancora in tre categorie a seconda della tecnica scelta per l'acquisizione delle immagini:

METODO SENZA MARKER

Sono sistemi che riconoscono i segmenti corporei senza l'ausilio dei marker, calcolandone per ogni immagine la posizione e l'orientamento nello spazio.

METODO CON MARKER PASSIVI

Si utilizzano dei marker sferici ricoperti di un materiale riflettente, correttamente posizionati sul soggetto. Un set di almeno due telecamere viene posizionato attorno all'area di movimento.

La luce ad infrarossi prodotta dalla telecamera va a incidere sui marker che, essendo riflettenti, generano un segnale rilevabile dalle telecamere.

Si ottengono così delle immagini ad alto contrasto che consentono di individuare i marker e ricostruirne la posizione 3D nello spazio attraverso un processo di triangolazione.



Fig1: Telecamera con diodi infrarossi

METODO CON MARKER ATTIVI

È molto simile al metodo con marker passivi con la differenza che i marker, in questo caso, sono costituiti da LED in grado di emettere luce propria dunque le telecamere hanno il solo compito di acquisire le immagini 2D e non di funzionare anche come dispositivo di illuminazione.

Per consentire una corretta individuazione dei marker i LED vengono accesi in maniera sequenziale, sincronizzati con la frequenza di campionamento delle telecamere.

ANALISI CINETICA

La cinetica o dinamica è il ramo della meccanica che si occupa di studiare ciò che mette in movimento i corpi e che li modifica.

Intuitivamente rappresenta una naturale evoluzione dell'analisi precedente: la cinematica studia il moto in quanto tale mentre la dinamica studia le cause che hanno generato il movimento.

Nell'ambito dell'analisi del cammino è lecito sostenere che la cinetica si preoccupa di studiare le forze e i momenti. Nello specifico, durante la deambulazione, quando si trasferisce il peso del corpo sul piede d'appoggio si genera un sistema di forze e di momenti.

Queste forze solitamente vengono studiate con uno strumento detto **pedana di forza** che ha il compito di convertire, tramite dei trasduttori, l'azione meccanica a cui è sottoposta in un segnale elettrico.

Con questa strumentazione è possibile ricavare:

- Le forze di reazione tra il terreno e il piede, chiamate GRF (Ground Reaction Forces), dovute alla forza con cui avviene l'impatto sulla pedana.
- I momenti risultanti delle GRF rispetto a un punto noto, solitamente il centro o un vertice della pedana

Le piattaforme possono essere mono-direzionali (calcolano forze e momenti lungo un unico asse) o pluri-direzionali (due o tre assi).

Solitamente questa strumentazione è costituita da un piano rigido che nasconde i trasduttori sottostanti. Ogni elemento sensibile è in grado di rilevare, in base alla deformazione subita, la componente di forza applicata in quel punto.

Esistono diverse tipologie di pedane a seconda dei sensori utilizzati, i più comuni sono gli estensimetri resistivi e i cristalli piezoelettrici.

Estensimetro

È un sensore che consente di misurare le deformazioni dimensionali di un corpo sottoposto a sollecitazioni meccaniche o termiche. È costituito da una griglia di sottilissimo filo metallico ed è applicato sulla superficie della quale si vuole determinare la deformazione. Durante le sollecitazioni l'estensimetro segue i movimenti del corpo a cui è collegato, deformandosi con esso. Questo causa una variazione della resistenza del filo che può essere misurata, ad esempio tramite un ponte di Wheatstone, per risalire all'entità della deformazione.

Solitamente è utilizzato come elemento sensibile all'interno di un trasduttore come la cella di carico.

Trasduttore piezoelettrico

Si basa sull'effetto piezoelettrico che è una proprietà caratteristica di alcuni cristalli, come ad esempio il quarzo, e consiste nella capacità di generare cariche elettriche a seguito di sollecitazioni meccaniche e viceversa. Utilizzando questi cristalli come elementi sensibili è possibile realizzare dei trasduttori piezoelettrici.

Durante l'utilizzo delle pedane di forza la sensibilità a una specifica direzione di applicazione del carico (verticale o orizzontale) dipende dall'orientamento del cristallo.

ELETTROMIOGRAFIA

È un esame che consente di analizzare l'attività muscolare. Attraverso degli elettrodi di superficie correttamente posizionati sulla cute è possibile rilevare:

- I meccanismi di generazione e propagazione dell'attività elettrica (potenziale elettrico)
- I meccanismi di affaticamento muscolare
- Le strategie motorie di attivazione

2.2 ANALISI DEL CAMMINO NEI CANI

Per decidere come affrontare lo studio clinico di valutazione del recupero funzionale nei cani, è stata effettuata una ricerca in letteratura per verificare quali approcci fossero già stati utilizzati in casi simili o attinenti.

Da tutti gli articoli analizzati si evince che l'importanza dell'utilizzo dell'analisi cinematica e cinetica risiede nel fatto che entrambe sono tecniche oggettive e non invasive per la diagnosi di patologie che alterano la locomozione. Inoltre, permettono ai ricercatori e ai clinici di ottenere una migliore comprensione dell'andatura dal momento che la valutazione umana è in grado di percepire solo poche variabili alla volta e soprattutto non è in grado di percepire i dettagli, come ad esempio i micro-movimento del ginocchio o le forze coinvolte.

In ultimo rimuovendo l'interpretazione del clinico si elimina anche la possibilità che il suo giudizio possa essere influenzato da elementi esterni o dal suo grado di preparazione medica.

Per quanto riguarda l'analisi cinematica con sistemi ottici il problema principale risulta essere l'applicazione dei marker. Esistono tre diverse tipologie di approccio:

- Nastro biadesivo (utilizzato da Fu et al., 2010): non consente di avere un fissaggio duraturo e stabile.
- Tute in Lycra da far indossare al cane e sulle quali vengono fissati i marker (utilizzato da Foss et al., 2013): è l'opzione eticamente più accettabile ma, non avendo i marker direttamente sulla cute, si aggiunge un movimento minimo causato dallo slittamento della tuta sul pelo.
- Applicazione dei marker direttamente sulla pelle dell'animale per mezzo di colle (utilizzato da Marsh et al., 2010): riduce al minimo gli artefatti aggiuntivi ma impone una rasatura a zero del pelo del cane in specifici punti anatomici.

Oltre alla scelta del metodo di fissaggio, i marker devono rispettare anche rigide regole per quanto riguarda la definizione dei punti di repere anatomici sui quali posizionarli, al fine di garantire la riproducibilità delle prove. Inoltre, il cane deve rimanere immobile e in posizione eretta per tutta la durata del fissaggio dei marker, ad eccezione del caso che prevede la tuta in Lycra, come riportato da Schwencke et al. (2012).

In aggiunta a tutti i problemi appena citati si deve ricordare che, indipendentemente dal metodo di fissaggio scelto, è sempre presente l'artefatto da movimento o da tessuti molli.

Questo tipo di artefatto è causato dal movimento relativo tra la cute, su cui è fissato il marcatore, e gli elementi ossei sottostanti. È inevitabile durante l'esecuzione di un qualsiasi movimento, compresa la camminata, e nel caso della cinematica è in grado di influenzare significativamente i risultati ottenuti.

Dal momento che si tratta di un errore che non può, in qualche modo, essere eliminato fisicamente, nel tempo in molti hanno cercato di aggirare l'ostacolo creando un algoritmo aggiuntivo che compensi l'artefatto da movimento.

Ed è questo l'argomento principale dello studio di Schwencke e dei suoi collaboratori del 2012: indagare in modo non invasivo durante l'analisi cinematica in che modo si sviluppa l'artefatto da tessuti molli. A quel tempo era già stato individuato un modo per quantificare e limitare l'artefatto nei cavalli e negli esseri umani ma non era ancora stato affrontato dettagliatamente nei cani. Siccome ogni razza canina ha i suoi specifici movimenti, in questo articolo era stata indagata la razza di Golden Retriever.

Siccome lo studio si concentrava principalmente sull'artefatto da tessuti molli era necessario limitare il più possibile ogni altro tipo di errore, dunque si è scelto di utilizzare come metodo di fissaggio quello che prevede la rasatura del cane e l'applicazione dei marcatori tramite colla.

Al termine di questo studio si è notato che gli artefatti da movimento sul lato destro e sul lato sinistro del cane non sono significativamente differenti, e questo porta a dire che le misure degli angoli articolari sono affette dallo stesso errore su ogni lato del cane.

Un altro problema legato all'utilizzo dei marker è la possibilità che uno di essi venga oscurato da un'altra parte del corpo durante il movimento, non rendendolo visibile alle telecamere che quindi non lo rileverebbero, come indicato da Fu et al. (2010).

In ultimo, nella struttura universitaria nella quale si sono effettuati i test non si disponeva della strumentazione adatta per poter eseguire questo tipo di analisi.

Per tutti questi motivi si è scelto di utilizzare, per la risoluzione dello studio clinico, un'analisi di tipo cinetico.

2.3 ANALISI CINETICA

Come precedentemente accennato, per effettuare l'analisi cinetica si è scelto di utilizzare la pedana di forza che, al passare del soggetto, è in grado di registrare l'intensità e l'orientamento delle forze esercitate tra il piede e il suolo durante il cammino.

Il Gait Cycle (ciclo del cammino) è la sequenza di movimenti che, durante la locomozione, sono compresi tra due contatti successivi dello stesso piede con il terreno. Un singolo Gait Cycle è anche conosciuto come "passo".

Esso si divide in due fasi distinte:

- FASE DI STANCE (appoggio) in cui il piede è a contatto con il terreno
- FASE DI SWING (volo) dove l'arto, che nella fase precedente costituiva l'appoggio, viene flesso e portato in avanti sollevandosi dal terreno.

Durante la fase di appoggio si generano tre forze in tre direzioni:

- Verticale
- Cranio-caudale
- Medio-laterale

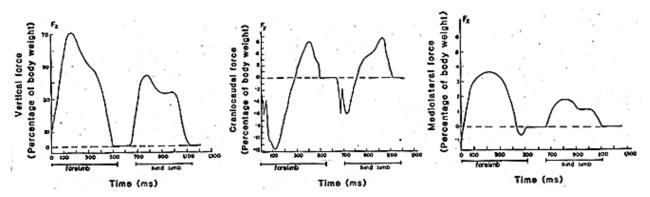


Fig2: Rappresentazione grafica delle forze verticale, cranio-caudale e medio-laterale ottenute da Budsberg et al. (1987) in uno studio con cani sani.

La più rilevante tra queste è la **forza verticale** in quanto, oltre ad essere la maggiore delle tre, mostra la minore variabilità tra i soggetti.

Generalmente questa forza dovrebbe presentare due picchi separati da un avvallamento. Il primo picco, detto picco d'impatto, è dovuto alla forza con cui si verifica il contatto tra il piede e il terreno mentre il secondo picco è dovuto alle forze muscolari attive che permettono lo spostamento in avanti dell'arto durante la fase di volo. L'avvallamento compreso tra i due picchi corrisponde a un momentaneo scaricamento della piattaforma causato dal sollevamento del centro di gravità.

La **forza cranio-caudale** è parallela alla superficie di appoggio. Questa forza si divide in due componenti: quella di frenata e quella di propulsione.

La forza di frenata corrisponde alla prima porzione del grafico che riporta la forza in funzione del tempo ed è caratterizzata da un segno negativo in quanto la zampa, nel momento in cui incontra la pedana, si trova in una fase di decelerazione e quindi esercita una forza che si propaga in direzione opposta a quella del moto.

Successivamente si genera la forza di propulsione che è la parte di forza cranio-caudale che ha il compito di dare all'arto la spinta giusta per poter affrontare la fase di volo. Per questo motivo la forza che viene generata si propaga nella stessa direzione del moto, e quindi sarà positiva.

In ultimo, la **forza medio-laterale** è la meno rilevante delle tre in quanto non fornisce informazioni specifiche sulla regolarità della camminata ma sulla stabilità della zampa d'appoggio.

Partendo dall'evoluzione nel tempo delle forze nelle tre direzioni, dalla letteratura si è in grado di individuare gran parte delle variabili cinetiche che possono essere calcolate.

Tra i parametri più utilizzati troviamo sicuramente il **picco di forza**, che è il valore massimo della forza esercitata durante la fase d'appoggio, e l'**impulso di forza** che per definizione corrisponde all'integrale nel tempo della forza.

Entrambe queste variabili possono essere calcolate per ogni arto e per tutti i tipi di forza, in particolare è possibile considerare la forza cranio-caudale nelle sue due fasi, ottenendo picco e impulso di frenata e picco e impulso di propulsione.

È stato dimostrato che all'aumentare della taglia del cane aumenta anche il tempo di appoggio, di conseguenza diminuisce il picco e aumenta l'impulso che, essendo l'integrale della forza nel tempo, corrisponde all'area sottesa dal grafico della forza (Budsberg et al., 1987). Per questo motivo risulta essere molto importante normalizzare i valori del picco e dell'impulso per il peso corporeo, per eliminare la variabilità dei dati dovuta alla taglia.

Alcuni autori, come ad esempio Kari Foss e Flavia Gardilin Vassalo, per normalizzare i dati hanno deciso di esprimerli come percentuale del peso corporeo utilizzando la seguente formula:

$$X (\%BW) = \frac{X \times 100}{BM \times g}$$

dove X è la variabile da normalizzare, BM è la massa del cane (Body Mass) e g è l'accelerazione di gravità (9,81 m/s²). In questo modo è possibile ottenere il picco come percentuale del peso corporeo e l'impulso come percentuale del peso corporeo al secondo.

In uno dei primi articoli relativi alle Ground Reaction Forces e agli impulsi associati (Budsberg et al., 1987) si cercava proprio di capire quali fossero le linee guida per utilizzare la pedana di forza con i cani, dal momento che fino ad allora era stata utilizzata in medicina veterinaria esclusivamente per i cavalli e, solo in un precedente articolo, per i cani. Con questo studio è stato dimostrato che le forze in direzione medio-laterale sono inconsistenti, di conseguenza per il nostro caso di studio sono stati presi in considerazione unicamente picchi e impulsi di

forza nella direzione verticale e cranio-caudale, con la sua distinzione in frenata e propulsione.

Dalla letteratura e dalla medicina veterinaria si evince che un cane sano carica indicativamente il 30% del suo peso corporeo su ognuno dei due arti toracici e il 20% su ognuno dei due arti poelvici. Può capitare, però, che a seguito di dolore, zoppia o come conseguenza di un'operazione chirurgica o frattura questa proporzione cambi, generando una ridistribuzione del peso corporeo sulle zampe.

Un articolo del 2013 (Fischer et al.) ha voluto indagare le differenze che insorgono nella distribuzione dei carichi su ogni zampa, passando da una condizione sana a una di fastidio.

Per lo studio sono stati reclutati 8 cani Beagle adulti e sani. Dopo aver effettuato delle prove valide come controllo, una zoppia moderata e reversibile è stata indotta utilizzando una piccola sfera che è stata posizionata sotto una delle due zampe posteriori per ogni cane, e mantenuta in posizione tramite nastro adesivo e bende.

In questo articolo è stato dimostrato che quando un arto viene scaricato si generano dei naturali adattamenti biomeccanici, che comportano una ridistribuzione compensativa dei carichi.

In particolare, è stato dimostrato che inducendo la zoppia, ad esempio, nell'arto posteriore destro e considerando solo la forza in direzione verticale:

- In quell'arto sono diminuiti sia il picco sia l'impulso di forza
- Nell'arto posteriore controlaterale sono aumentati sia il picco sia l'impulso di forza
- Nell'arto anteriore ipsilaterale è aumentato il picco di forza
- Nell'arto anteriore controlaterale è aumentato l'impulso di forza

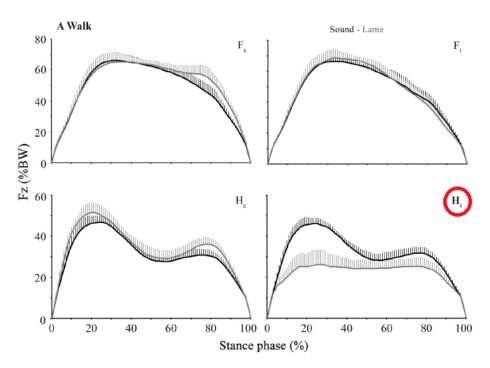


Fig3: Rappresentazione della forza verticale espressa come percentuale del peso corporeo per i quattro arti. nero sono riportate le curve relative una condizione sana mentre in grigio le curve ottenute a seguito dell'induzione della zoppia sull'arto cerchiato in rosso (Fischer et al., 2013).

In generale è sempre vero che se non si riesce a caricare correttamente un arto posteriore si assisterà ad una diminuzione delle variabili su quell'arto e un aumento delle stesse sull'arto controlaterale. Per quanto riguarda gli arti anteriori non è possibile affidarsi a delle regole precise in quanto la variazione delle variabili associate ad essi dipende da molti fattori e non è sempre uguale.

Due anni più tardi è stato effettuato uno studio applicativo dei concetti espressi da Fischer. Questo studio condotto da Vassalo nel 2015 verteva sul confronto tra un gruppo di cani ritenuti sani e un gruppo di cani che, a seguito di una frattura pelvica, sono stati trattati con il metodo conservativo.

Anche in questo caso è stato dimostrato che durante la guarigione si è attivato un meccanismo compensativo: la zampa posteriore controlaterale e quella anteriore ipsilaterale presentavano un picco di forza verticale aumentato, per compensare il minor carico sull'arto in via di guarigione.

A seguito di queste considerazioni è stato ritenuto importante per il caso clinico di studio calcolare in che modo viene ridistribuita la forza verticale sulle zampe e valutarne la variazione durante il follow-up. Per farlo è stata calcolata la **percentuale del picco di forza verticale relativa ad ogni zampa** utilizzando la formula seguente:

$$\%PVF = \frac{picco\ di\ forza\ verticale}{somma\ dei\ picchi\ verticali\ delle\ 4\ zampe} \times 100$$

Tra tutte le considerazioni riportate sulla ridistribuzione del peso è anche importante sottolineare un altro aspetto: la camminata è una tipologia di andatura che viene definita simmetrica, quindi i movimenti (e di conseguenza le forze esercitate) degli arti destri sarebbero paragonabili con quelli eseguiti con gli arti sinistri.

La presenza di dolore o di un percorso di guarigione causa una ridistribuzione del peso corporeo che a sua volta genera un'asimmetria.

Dunque, un altro strumento utilizzabile per verificare quando la deambulazione del cane torna ad essere fisiologica è l'**indice di simmetria**.

Gli indici di simmetria permettono di valutare le differenze negli arti toracici e pelvici tra il lato destro e sinistro del corpo confrontando la stessa variabile.

Esistono diversi tipi di indici di simmetria, tutti egualmente validi, l'importante è che nello stesso studio clinico venga utilizzato lo stesso per tutti i calcoli. Nel nostro caso è stato utilizzato quello riportato da Vassalo e Fischer nei due articoli precedentemente citati:

$$SI = 100 \times \frac{X_i - X_c}{0.5 \times (X_i + X_c)}$$

dove X rappresenta una qualsiasi variabile di cui si vuole calcolare la simmetria e i pedici indicano il lato del corpo: ipsilaterale (lato operato) e controlaterale (lato opposto).

Un valore di indice di simmetria nullo indica una simmetria perfetta mentre l'asimmetria è indicata da un numero diverso da zero, che può essere positivo o negativo a seconda che sia maggiore la variabile destra o sinistra (il segno è dato dalla sottrazione al numeratore).

In natura nessun essere umano è anatomicamente perfetto e allo stesso modo vale anche per gli animali. Per questo motivo è molto difficile trovare valori di indici di simmetria perfettamente nulli, generalmente sono solo molto piccoli.

Alcuni ricercatori hanno voluto indagare se queste oscillazioni intorno allo zero degli indici di simmetria fossero causate effettivamente dall'anatomia dei cani (naturale imperfezione degli esseri viventi) oppure da uno sbagliato approccio di analisi dei dati (Volstad et al., 2017).

In questo studio gli autori hanno voluto mettere a confronto gli indici di simmetria calcolati utilizzando una pedana di forza singola e utilizzando due pedane poste in parallelo.

La differenza risiede nel fatto che utilizzando una singola pedana vengono eseguite le acquisizioni della zampa destra e poi, in un secondo momento, quelle della zampa sinistra (o viceversa) mentre utilizzando due pedane è possibile acquisire nello stesso momento entrambi i lati del corpo.

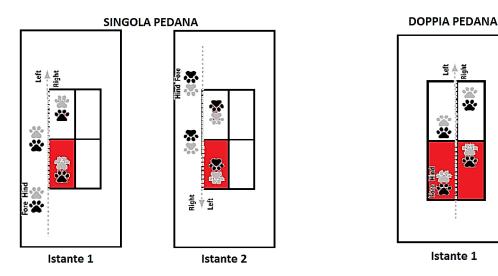


Fig4: Rappresentazione grafica dei passaggi necessari per l'acquisizione dei dati relativi ai due lati del corpo, utilizzando una singola pedana o una doppia pedana. Con il colore rosso sono state evidenziate le pedane sensorizzate. Le zampette di colore nero indicano gli arti anteriori mentre quelle di colore grigio gli arti posteriori.

I risultati ottenuti in questo studio affermano che, nonostante i cani sani possano ritenersi simmetrici, la presenza di un'asimmetria parziale non è identificativa di uno stato patologico se rimane all'interno di un certo range. Questo è giustificabile considerando che utilizzando una pedana singola si confrontano variabili che appartengono a passi diversi, che non sono stati compiuti nello stesso momento e dunque, inevitabilmente, comporteranno delle differenze.

In conclusione, l'approccio migliore sarebbe quello di utilizzare due pedane poste in parallelo ma in alternativa è sufficiente impostare dei valori soglia entro i quali si ritiene che la simmetria sia mantenuta.

In letteratura questo valore soglia è stato studiato, ad esempio, da Fachon e i suoi collaboratori (2007) in uno studio in cui si voleva verificare se gli indici di simmetria fossero sufficientemente accurati per discriminare se un cane fosse zoppo o meno.

Come variabili per il calcolo degli indici di simmetria sono state prese in considerazione le forze in direzione verticale e cranio-caudale, considerando soprattutto i picchi e gli impulsi.

Analizzando separatamente ogni variabile si è visto che il picco di forza verticale è l'unico ritenuto altamente accurato, dunque si è ricavata la soglia sulla base del suo valore. Si ritengono simmetrici i cani il cui valore dell'indice di simmetria del picco di forza verticale risulta essere < 3,2%.

Inoltre, in questo articolo è stato dimostrato che gli indici di simmetria non sono appropriati per analizzare le forze in direzione cranio-caudale, in quanto la valutazione della simmetria è informativa solo in direzione verticale.

In altri casi i valori di soglia vengono definiti sulla base dei dati ottenuti, come ad esempio è stato riportato da Vassalo et al. (2015) utilizzando la formula:

$$SI medio + 2 volte DS$$

indipendentemente dalla variabile in esame.

Nel nostro caso di studio clinico si è scelto di analizzare gli indici di simmetria in direzione verticale e cranio-caudale, per verificare la differenza di informazioni associate a ciascuna direzione.

Un'altra considerazione che può esser fatta in relazione al cammino dei cani è che, a differenza dell'uomo, utilizzano quattro zampe. Analizzando la tipologia di movimento che viene eseguito durante la camminata si può dire che gli arti toracici hanno lo scopo di decelerare il cane mentre quelli pelvici di aumentarne la propulsione (Budsberg et al. 1987, Fischer et al. 2013).

Come conseguenza di questa affermazione è logico pensare che gli arti toracici e pelvici presentino delle proporzioni differenti tra frenata e propulsione, che caratterizzano la forza cranio-caudale.

Nello stesso studio di Budsberg del 1987 citato in precedenza, gli autori hanno anche dimostrato che nei cani sani la **proporzione tra frenata e propulsione in relazione a un singolo appoggio** è standardizzata:

- ARTO ANTERIORE
 - 50% frenata
 - 50% propulsione
- ARTO POSTERIORE
 - 35% frenata
 - 65% propulsione

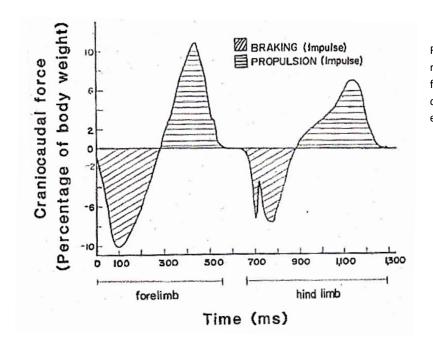


Fig5: Rappresentazione della ripartizione dell'impulso di forza in direzione craniocaudale nella fase di frenata e propulsione.

Alcune patologie, come ad esempio la spondilomielopatia cervicale studiata da Foss, possono causare atassia o debolezza negli arti portando ad una ridistribuzione delle forze frenanti e propulsive, solitamente riducendo queste ultime.

Un altro esempio trovato in letteratura è lo studio condotto da Ragetly nel 2010 in cui sono stati confrontati cani che presentavano rottura del legamento crociato craniale e cani sani. In particolare il confronto si incentrava su un arto che presentava il danno, lo stesso arto ma di un cane sano e il suo arto controlaterale.

In questo articolo, oltre a mettere in evidenza i meccanismi di ridistribuzione del carico visti in precedenza, è stato dimostrato che la presenza della lesione ha modificato il rapporto frenata/propulsione degli arti anteriori (su cui si trovava la lesione) passando da 50/50 a 67/33.

Avendo a che fare nel nostro caso di studio con cani che hanno difficoltà a caricare completamente un arto abbiamo voluto verificare se le percentuali di tempo speso in frenata e in propulsione fossero concordi con quelle ottenute in letteratura.

Oltre alle variabili cinetiche sono anche di grande interesse le variabili spazio-temporali, come ad esempio la **lunghezza del passo** e il **tempo del passo**, che a sua volta può essere diviso in tempo speso nella fase di appoggio e nella fase di volo.

In particolare, il **tempo di appoggio** può essere utile ricollegandosi alla ridistribuzione del carico sulle quattro zampe. Sostenendo che sull'arto dolorante/lesionato ci sia una diminuzione della forza applicata si assume allo stesso tempo che diminuisca il tempo di appoggio di tale zampa.

Nello stesso articolo precedentemente citato di Fischer (2013) in cui si confrontava un arto prima e dopo l'induzione della zoppia, è stato anche dimostrato che a seguito dell'introduzione

della sfera è aumentato il tempo di appoggio degli arti controlaterali ed è diminuito sull'arto ipsilaterale, sempre come meccanismo compensativo.

Allo stesso modo anche Ragetly (2010) ha dimostrato che, nel suo studio di confronto di arti che presentano rottura del legamento crociato e arti sani, il meccanismo di compensazione si basa sull'aumento del tempo di appoggio dell'arto sano.

Conoscendo il tempo del passo e la sua divisione nella fase di appoggio e di volo è anche possibile calcolarne le percentuali.

Un altro parametro spazio-temporale degno di attenzione è la **velocità**: molti studi utilizzano pedane di forza in abbinamento con i tapis roulant, imponendo a tutti i cani reclutati la stessa velocità di deambulazione.

Non sempre è la mossa vincente perché, come sostenuto da Hans et al. nel 2014, vedere un naturale aumento della velocità è sinonimo di guarigione in quanto il cane, provando meno dolore o meno fastidio, riesce ad aumentare la sua velocità.

Nel nostro caso di studio clinico si è scelto di utilizzare come variabili spazio-temporali la lunghezza e il tempo del passo, il tempo di appoggio e la velocità.

2.4 SCOPO DELLA TESI

La domanda a cui si vuole rispondere attraverso questa tesi è se la protesi modello Zurigo possa essere consigliata o meno ai veterinari che devono eseguire l'operazione di sostituzione totale d'anca nei cani affetti da displasia.

Lo scopo di questa tesi è quindi quello di validare con un metodo obiettivo l'efficacia della protesi non cementata modello Zurigo nel trattamento della displasia dell'anca nel cane.

Pertanto sono state messe a confronto la funzione locomotoria dei pazienti prima e dopo l'intervento chirurgico, per poter valutare l'entità del miglioramento funzionale nell'uso dell'arto e il conseguente miglioramento nella qualità della vita.

Come metodo d'indagine si è scelta l'analisi del cammino dal momento che sia la displasia dell'anca sia la conseguente osteoartrosi hanno condizionato negativamente la funzione deambulatoria del cane. Nello specifico si vuole verificare se a seguito di un intervento chirurgico di questo tipo è possibile eliminare tutte le problematiche relative alla patologia, consentendo un pieno recupero funzionale dell'arto.

L'obiettivo secondario è di fornire indicazioni al chirurgo ortopedico sul tipo di paziente in cui è possibile trarre il maggior beneficio dalla suddetta procedura chirurgica e verificare se esistano dei fattori legati al paziente o all'intervento che siano in grado di influenzare il periodo postoperatorio.

A questo scopo sono state individuate dalla letteratura alcune variabili e le ipotesi sulla loro variazione nel tempo:

Variabili cinetiche:

• FORZA VERTICALE: picco e impulso di forza

<u>Ipotesi:</u> a causa della ridistribuzione del carico inizialmente ci si aspetta di trovare un picco di forza minore sull'arto da operare e maggiore sull'arto controlaterale. Per lo stesso motivo si dovrebbe inizialmente notare un impulso minore sull'arto da operare e maggiore sull'arto posteriore controlaterale e anteriore ipsilaterale.

FORZA CRANIO-CAUDALE DI FRENATA: picco e impulso

<u>Ipotesi:</u> inizialmente si dovrebbe riscontrare nell'arto da operare un picco e un'area sottesa minore rispetto all'arto controlaterale.

• FORZA CRANIO-CAUDALE DI PROPULSIONE: picco e impulso

<u>Ipotesi:</u> il picco e l'impulso di propulsione dovrebbero essere inizialmente minori nell'arto da operare e maggiori nell'arto controlaterale.

Per tutti e tre i parametri analizzati con il passare del tempo si dovrebbe vedere un aumento delle prestazioni sull'arto operato e una diminuzione sull'arto controlaterale.

INDICI DI SIMMETRIA di picchi e impulsi di forza in direzione verticale e craniocaudale

<u>Ipotesi:</u> inizialmente non ci dovrebbe essere molta simmetria tra il lato destro e sinistro del corpo ma ci si aspetta che durante il follow-up gli indici di simmetria si portino progressivamente sempre più vicini allo zero (simmetria perfetta).

PERCENTUALE DEL PICCO DI FORZA VERTICALE

<u>Ipotesi:</u> a causa della ridistribuzione del carico inizialmente si noterà uno scarico dell'arto da operare a discapito dell'arto controlaterale e ipsilaterale. Nel tempo ci si aspetta di tornare ai valori standard (60% per gli arti toracici, 40% per gli arti pelvici).

Variabili spazio-temporali:

• LUNGHEZZA E TEMPO DEL PASSO

<u>Ipotesi:</u> non dovrebbero variare in modo significativo durante il follow-up.

• TEMPO DI APPOGGIO

<u>Ipotesi:</u> inizialmente dovrebbe diminuire il tempo di appoggio degli arti ipsilaterali e aumentare quello degli arti controlaterali. Ci si aspetta di tornare ad avere durante il follow-up un tempo di appoggio omogeneo.

PERCENTUALE DEL TEMPO DI APPOGGIO SPESO IN FRENATA E PROPULSIONE

<u>Ipotesi</u>: la presenza della displasia potrebbe inizialmente influenzare la percentuale di propulsione. Nel tempo ci si aspetta di tornare ai valori trovati in letteratura (frenata/propulsione: arti anteriori 50/50; arti posteriori 35/65).

VELOCITÀ

<u>Ipotesi:</u> sarebbe ideale progressivamente assistere ad un aumento della velocità naturale del cane.

In generale quello che ci si aspetta di ottenere nel tempo è un miglioramento delle prestazioni dei cani proprio perché si sta valutando la differenza tra il momento in cui le anomalie nel cammino sono maggiormente evidenti e il momento in cui dovrebbero essere annullate.

3 MATERIALI E METODI

3.1 PROTOCOLLO DI ANALISI

SOGGETTI DELLO STUDIO

I cani che sono stati reclutati per lo studio sono pazienti dell'Ospedale Veterinario Universitario con sede a Grugliasco. Tutti, a seguito di una visita clinica e uno studio radiografico, sono stati identificati come soggetti in cui si è manifestata la displasia dell'anca e per i quali il trattamento scelto è risultato essere quello chirurgico che prevede l'intervento di sostituzione totale d'anca.

Affinché il cane potesse partecipare a tutti gli effetti allo studio, doveva rispettare anche altri requisiti:

- Età compresa tra gli 8 e i 108 mesi (9 anni)
- Peso corporeo compreso tra 15 e 50 Kg
- Taglia media o medio-grande

PAZIENTE	ETÀ (mesi)	PESO (Kg)	RAZZA	ARTO OPERATO	
Animalissimi RAOUL	49	16.5	Setter Inglese	Destra	
Berta MARTA	32	31.5	Meticcio	Destra	
Buratti ATTILA	13	34	Meticcio	Sinistra	
Cancian NERO	97	30	Meticcio	Sinistra	
Cancian NERO	106	30	Meticcio	Destra	
Cassanego TOKYO	53	40	Golden Retriever	Sinistra	
Centola ACHILLE	16	21	Pastore Belga	Destra	
Gazzera ZOE	18	49	San Bernardo	Sinistra	
Leone ARIEL	92	27	Meticcio	Sinistra	
Longagna BERNIE	12	43	Meticcio	Destra	
Pellegrini OMERO	16	40	Cane Corso	Destra	
Regis LOLA	101	35	Meticcio	Destra	
Simorelli NEMO	80	37	Meticcio	Destra	

È presente un paziente chiamato Cancian Nero che, essendo stato operato ad entrambi i lati del corpo, viene considerato come se fossero due casi distinti grazie al fatto che il secondo intervento è stato realizzato a completa guarigione del primo.

Complessivamente, otto cani su tredici sono stati operati alla zampa posteriore destra (64%) mentre cinque alla zampa posteriore sinistra (36%).

Un ulteriore fattore che deve essere tenuto in considerazione è la valutazione della condizione dell'arto posteriore opposto a quello operato. Esistono alcuni pazienti in cui la displasia si è

manifestata esclusivamente su uno dei due arti posteriori (monolaterale), dunque a seguito dell'operazione il soggetto presenta un arto sano ed uno protesizzato.

In altri casi, invece, la displasia interessa entrambi gli arti posteriori (bilaterale): in questo caso a seguito dell'operazione il soggetto presenta un arto patologico e un arto protesizzato.

Esiste ancora una terza categoria di soggetti che, a causa della displasia bilaterale, sono stati sottoposti a intervento di protesi totale su entrambe le anche e le misurazioni raccolte in questa tesi riguardano esclusivamente la seconda chirurgia. Ne consegue che al termine dell'operazione il soggetto presenta entrambe le anche protesizzate. A priori non si può assumere che questa categoria ricada all'interno della prima (displasia monolaterale) dal momento che per definizione le prestazioni di una protesi non possono essere comparate con quelle di un'articolazione sana.

DISPLASIA MONOLATERALE	DISPLASIA BILATERALE	PROTESIZZATI BILATERALMENTE			
Animalissimi RAOUL	Cancian NERO (sx)	Buratti ATTILA			
Berta MARTA	Cassanego TOKYO	Cancian NERO (dx)			
Centola ACHILLE	Leone ARIEL				
Gazzera ZOE	Longagna BERNIE				
	Pellegrini OMERO				
	Regis LOLA				
	Simorelli NEMO				

Come è possibile osservare nella tabella soprastante, quattro cani sono soggetti a displasia monolaterale (31%), sette cani a displasia bilaterale (54%) e solo due sono stati operati ad entrambe le anche (15%).

PROGETTAZIONE DELLO STUDIO

Per poter valutare l'evoluzione dei parametri cinetici e spazio-temporali nel tempo tutti i cani appartenenti allo studio sono stati obbligatoriamente indagati immediatamente prima dell'operazione chirurgica (tempo T0) e almeno una volta su lungo periodo, cioè ad una distanza temporale maggiore o uguale a sei mesi dall'intervento (T180= 6 mesi; T210= 7 mesi; T240= 8 mesi; T2anni= 2 anni).

Per alcuni cani sono state anche realizzate delle indagini dopo trenta giorni dall'operazione (T30) o dopo sessanta giorni (T60). Questi dati non sono fondamentali per la valutazione del recupero funzionale ma di sicuro forniscono dei dati aggiuntivi per poter capire con maggior precisione come è avvenuta la variazione dei parametri tra T0 e il lungo periodo.

Nel nostro caso di studio i dati ricavati a T60 non sono stati utilizzati per le analisi statistiche dal momento che pochissimi cani riportavano questa informazione.

PAZIENTE	T0	T30	T60	T180	T210	T240	T2anni
Animalissimi RAOUL	Х						Х
Berta MARTA	Х			Х			
Buratti ATTILA	Х			Х			
Cancian NERO (anca SX)	Х	Х	Х	Х			
Cancian NERO (anca DX)	Х	Х	Х	Х			
Cassanego TOKYO	Х	Х		Х			
Centola ACHILLE	Х			Х			
Gazzera ZOE	Х					Х	
Leone ARIEL	Х	Х				X	
Longagna BERNIE	Х				Х		
Pellegrini OMERO	Х			Х			
Regis LOLA	Х	Х	Х	Х			
Simorelli NEMO	Х	Х		Х			

ACQUISIZIONE DEI DATI

Per effettuare l'analisi cinetica l'Ospedale Veterinario Universitario di Grugliasco dispone in un laboratorio di una pedana di forza della *BTS Bioengineering* e di due telecamere che permettono di effettuare delle riprese video sul piano trasversale (Telecamera 1) e sul piano sagittale (Telecamera 2) in concomitanza con le acquisizioni della pedana.

Per rendere la camminata il più naturale possibile le due pedane sensorizzate sono state mimetizzate all'interno di una passerella in legno che mostra sulla sua sommità quattro riquadri. Essendo leggermente rialzata da terra permette di nascondere sotto due dei quattro riquadri le pedane di forza mentre i restanti due sono solo pannelli di uguale forma e colore.

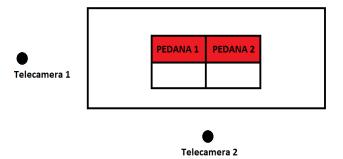


Fig6: Rappresentazione schematica della visione dell'alto del laboratorio.

Il giorno della prova il cane viene accolto all'accettazione dell'ospedale, pesato su un'apposita bilancia e poi condotto dal personale veterinario nel laboratorio, lasciando i padroni in sala d'aspetto.

Una volta giunto in laboratorio il cane viene fatto familiarizzare con l'ambiente, conducendolo al guinzaglio lungo tutta la stanza e permettendogli di annusare gli odori. Quando il cane risulta essere visibilmente a suo agio è possibile iniziare con le acquisizioni.

Per eseguire questa operazione il più semplicemente possibile è richiesta la presenza di almeno due persone, che durante la spiegazione chiameremo Dottore 1 e Dottore 2 per semplicità esplicativa, indicando con Dottore 1 la persona incaricata di condurre il cane al

guinzaglio lungo il percorso indicato e con Dottore 2 la persona che tramite il software associato alle pedane effettua le registrazioni.

Iniziando, ad esempio, con la zampa destra il cane viene posizionato dal Dottore 1 il più vicino possibile alla telecamera 1. Quando si trovano in posizione il Dottore 2 fa partire tramite computer l'acquisizione della pedana e delle telecamere e fa un cenno al Dottore 1 per indicargli che da quel momento può iniziare con il cane una passeggiata in direzione della passerella.

L'intenzione è quella di cercare di partire il più lontano possibile dalle pedane di forza in modo tale che quando il cane le calpesta non si trova più in fase di accelerazione ma ha già stabilizzato il suo passo e cammina con una velocità costante.

Una volta oltrepassata la struttura nella quale sono nascoste le due pedane il Dottore 1 fa fermare il cane. Il Dottore 2 termina l'acquisizione e controlla la sua validità.

Le acquisizioni vengono considerate valide se è possibile riconoscere distintamente un contatto della zampa anteriore (in questo caso destra) con la pedana di forza e, dopo un certo intervallo di tempo, anche un contatto della zampa posteriore ipsilaterale. Tutta la zampa deve entrare in contatto con la superficie della piattaforma e non deve, neanche parzialmente, appoggiare sui bordi, altrimenti la forza rilevata risulterà essere minore di quella reale, assumendo per veri dei dati non realistici. Inoltre, nessun arto controlaterale (in questo caso sinistro) deve cadere sulla pedana.

Un altro aspetto importante è che il soggetto deve trasferire spontaneamente il carico sulla piattaforma affinché il dato che successivamente verrà analizzato sia il più rappresentativo possibile della condizione fisica del cane in quel momento.

Per controllare la validità il Dottore 2 può riguardare i video appena registrati. Al termine della valutazione decide se salvare o meno l'acquisizione.

Nell'Ospedale Veterinario Universitario di Grugliasco si hanno a disposizione due pedane poste in serie. Al termine della registrazione, però, si ottiene un unico file all'interno del quale sono presenti distintamente i dati relativi all'evoluzione nel tempo delle forze e dei momenti associati ad ognuna delle due pedane. A seguito di questa considerazione si può dire che è corretto salvare l'acquisizione se anche solo una delle due pedane ha riportato un'acquisizione valida perché, essendoci un unico file che contiene al suo interno i dati di entrambe le pedane, non è possibile fare una selezione di cosa si vuole tenere o meno nel momento del salvataggio. Sarà poi in fase di analisi dei dati che la pedana in cui il contatto non è stato eseguito correttamente verrà scartata.

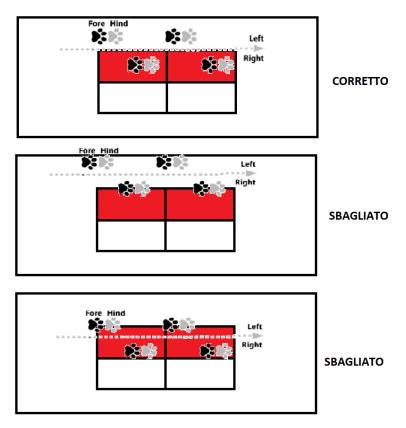


Fig7: Illustrazione grafica di alcune situazioni che si potrebbero presentare durante le acquisizioni del lato destro del corpo. I pannelli evidenziati in rosso sono identificativi delle pedane di forza. Partendo dall'alto: la prima immagine rappresenta una prova valida; nella seconda immagine l'invalidità della prova è causata dal fatto che gli arti vengono appoggiati sui bordi; nella terza immagine entrano in contatto con le pedane tutti gli arti, creando un errore di valutazione.

A questo punto si prosegue con l'acquisizione successiva. Per praticità si alternano acquisizioni della zampa destra e sinistra, quindi se precedentemente è stata analizzata la zampa destra ora si prosegue con la sinistra.

La procedura risulta essere la stessa:

- Il cane viene posizionato dal Dottore 1 il più lontano possibile dalla struttura che contiene le pedane.
- Il Dottore 2 avvia la registrazione e fa un cenno al Dottore 1.
- Il Dottore 1 inizia con il cane una passeggiata che termina una volta oltrepassata la struttura.
- Il Dottore 2 ferma la registrazione e controlla la sua validità, se la prova di almeno una pedana è valida viene salvata altrimenti cancellata.

Il tutto prosegue finché non si ottengono almeno 5 prove valide per ogni lato.

Alcuni cani, a causa della giovane età o per motivi comportamentali, risultano essere troppo agitati durante le acquisizioni, riuscendo difficilmente ad ottenere delle prove valide. Per questa ragione questi tipi di pazienti possono essere esclusi dallo studio in qualsiasi momento, nonostante rispecchino tutti i requisiti di età, peso e taglia.

3.2 ANALISI DEI DATI

L'analisi dei dati è stata eseguita per mezzo del software Matlab (The MathWorks) attraverso il quale sono stati creati dei codici in linguaggio C di programmazione con cui è stato possibile ricavare per ogni tempo di indagine, a partire dal file in uscita dalla pedana, tutte le variabili cinetiche e spazio-temporali descritte in precedenza.

Sono stati creati due codici per l'analisi dei dati relativi alle zampe destre e quelle sinistre, un codice per il calcolo degli indici di simmetria e la percentuale dei picchi di forza verticale, un codice per il calcolo della lunghezza e tempo del passo e per la velocità.

CODICE 1: ZAMPE DESTRE

APERTURA DEL FILE

La *BTS Bioengineering* ha ideato un suo particolare formato di file con cui il software associato alla pedana di forza restituisce i dati sotto forma di *FILE.tdf,* che però non risultano essere compatibili con il linguaggio di Matlab. Dunque inizialmente è stato necessario applicare una conversione del formato del file al fine di potervici accedere.

Per farlo si è dovuta consultare la piattaforma digitale *BTK* (*Biomechanical ToolKit*) che si occupa di raccogliere tutti i toolbox utilizzabili per l'interpretazione dei dati relativi all'analisi del movimento (Motion Capture e Pedane di Forza) e che sono liberamente accessibili in rete, rendendoli disponibili per diversi software di programmazione, come ad esempio Matlab. La nascita di questo progetto è stata ispirata dal fatto che negli ultimi anni sta diventando sempre più frequente il fatto che la casa produttrice di dispositivi crei dei formati nuovi e personali, proprio come nel nostro caso.

Dal sito è stato possibile scaricare il toolbox che conteneva al suo interno la funzione per realizzare la conversione dal formato *FILE.tdf (BTS Bioengineering)* al formato *FILE.c3d*, tipicamente utilizzato dai software Vicon.

Una volta ottenuto il *FILE.c3d* è stato possibile aprirlo in modalità di lettura e salvarne i contenuti, sempre utilizzando le funzioni all'interno del toolbox. All'interno del *FILE.c3d* è possibile distinguere correttamente le forze e i momenti relativi alle due pedane.

SELEZIONE DELLE PEDANE DA ANALIZZARE

Come spiegato nel capitolo relativo al protocollo di analisi, il fatto che un'acquisizione venga salvata non implica che necessariamente entrambe le pedane debbano essere analizzate.

Per consentire una corretta valutazione, subito dopo l'apertura del file contenente i dati si attiva automaticamente sullo schermo una rappresentazione grafica delle forze nelle tre direzioni in funzione del tempo per ogni pedana.

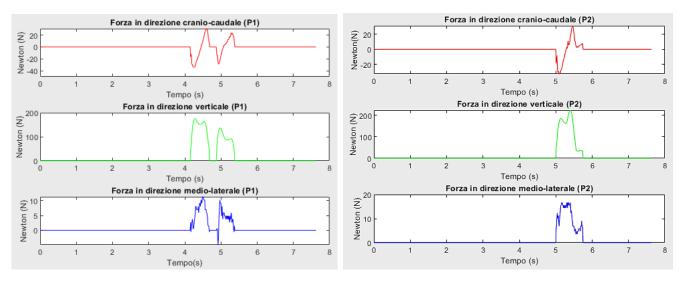


Fig8: Rappresentazione grafica delle forze nelle tre direzioni in funzione del tempo. A sinistra troviamo i dati relativi alla pedana 1 mentre a destra relativi alla pedana 2. In entrambi i casi in rosso è rappresentata la forza craniocaudale, in verde la forza verticale e in blu la forza medio-laterale.

I dati sono relativi al paziente Berta Marta al tempo TO (dx5).

Come si evince dalla figura 8 è possibile, in alcuni casi, individuare a prima vista se l'acquisizione può essere ritenuta valida o meno: ad esempio l'immagine a destra può essere scartata a priori in quanto si nota subito che l'arto posteriore è entrato in contatto con la pedana mentre quello anteriore era ancora appoggiato, facendo così in modo che le due curve si fondessero insieme, creandone una unica.

Altre volte, invece, può capitare che erroneamente il cane poggi solo una delle due zampe omolaterali, facendo sì che sui grafici compaiano le curve relative ad un unico contatto. In altri casi può ancora capitare che il cane non poggi nessun arto sulla pedana, ottenendo dei grafici completamente piatti. Entrambi questi errori sono anch'essi riconoscibili immediatamente.

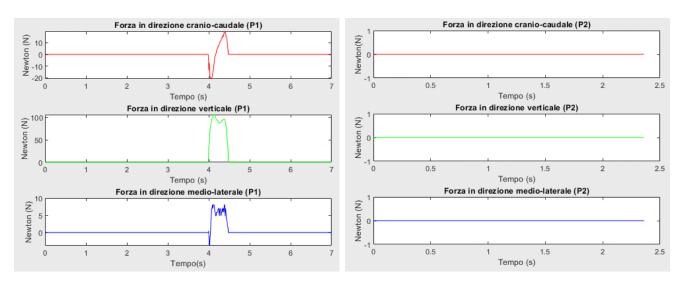


Fig9: Rappresentazione grafica delle forze nelle tre direzioni in funzione del tempo. Analogamente alla Fig8 i colori indicano la stessa tipologia di forza.

Nell'immagine a sinistra i dati sono relativi al paziente Berta Marta al tempo TO (dx4), pedana 1.

Nell'immagine a destra i dati sono relativi al paziente Buratti Attila al tempo T180 (dx3), pedana 2.

Dopo aver preso visione delle immagini, compare a video una scritta che chiede se si vuole vedere il video che è stato girato nel momento di quella acquisizione.

Se entrambe le pedane riportano delle curve che risultano essere insoddisfacenti è possibile selezionare l'opzione NO, altrimenti è fortemente consigliato esaminare il video perché, nonostante si possano distinguere distintamente i contatti di due arti, questo non implica necessariamente che gli arti siano quelli corretti. Inoltre bisogna accertarsi che le zampe non siano cadute sul bordo della pedana.

Dopo quest'operazione verrà chiesto definitivamente all'operatore quale pedana si vuole analizzare.

DISTINZIONE DEI PASSI

Per proseguire con il calcolo delle variabili cinetiche e spazio-temporali è necessario individuare quali campioni identificano il contatto della zampa anteriore e quali quello della zampa posteriore.

Si deve anche fare la distinzione, per quanto riguarda la forza cranio-caudale, dei campioni rappresentativi della fase di frenata e di propulsione. Questa distinzione si basa sull'identificazione del punto in cui si verifica il cambio di segno (valori negativi per la frenata, valori positivi per la propulsione).

È stato spiegato precedentemente che la forza di frenata è una forza con direzione opposta a quella del moto mentre la forza di propulsione è una forza con la stessa direzione del moto.

La pedana di forza ha un suo specifico sistema di coordinate secondo cui è in grado di individuare forze positive o negative.

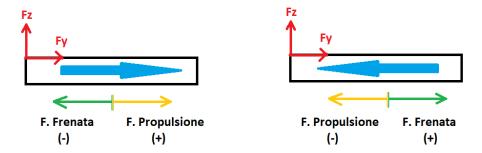
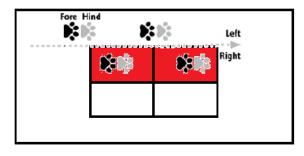
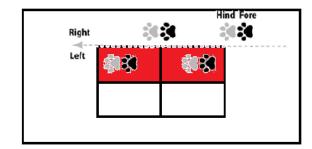


Fig10: in rosso il sistema di coordinate della pedana (Fz: forza verticale; Fy: forza cranio-caudale). Il riquadro nero rappresenta la pedana. La freccia grande blu indica la direzione del moto. Le frecce verdi indicano la forza di frenata mente quelle arancioni la forza di propulsione.

Grazie alla figura 10 è possibile osservare che, in base alla direzione del moto, le forze in direzione cranio-caudale risultano essere concordi o discordi con il sistema di coordinate della pedana. Questo fa sì che ci sia una condizione in cui la forza di frenata risulta essere negativa e la forza di propulsione positiva (immagine sinistra) e una condizione in cui si ha il risultato opposto (immagine destra: forza di frenata positiva e forza di propulsione negativa).







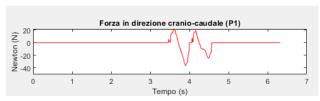


Fig11: Nelle due immagini in alto è rappresentata la struttura che contiene le due pedane di forza, evidenziate con il colore rosso. Le impronte indicano la direzione del moto: nella prima immagine è verso destra mentre nella seconda immagine è verso sinistra. Le due immagini sottostanti indicano la corrispondente rappresentazione della forza cranio-caudale in cui la successione di picchi e valli dipende dalla direzione del moto.

Siccome per definizione la frenata ha segno negativo e la propulsione segno positivo, nel caso ci trovassimo nella situazione riportata sulla destra della figura 11 è sufficiente invertire il segno della forza cranio-caudale e si ottiene la figura corretta. Nel codice si è scelto di non effettuare questo passaggio immediatamente ma di mettere dei controlli per ogni variabile che è stata calcolata.

Ad ogni modo, anche se i segni dovessero essere scambiati, il punto in cui si inverte il segno è quello che divide frenata da propulsione, indipendentemente dal fatto che si passi da negativo a positivo o da positivo a negativo.

PICCHI DI FORZA

All'interno dell'intervallo di contatto i picchi sono stati trovati grazie alla funzione "findpeaks" di Matlab che, autonomamente, riconosce un picco come quel valore che prima e dopo di sé ha dei valori minori.

La funzione "findpeaks" restituisce il valore e la posizione dei campioni che sono stati identificati come picchi. Siccome può capitare che vengano riconosciuti più picchi, bisogna assicurarsi di considerare il maggiore di tutti.

Prima di salvare il valore del picco massimo è necessario normalizzarlo moltiplicandolo per 100 e dividendolo per la forza peso del cane (peso corporeo moltiplicato per l'accelerazione di gravità).

$$Picco (\%BW) = \frac{Picco (N)}{F.peso (N)} \times 100$$

Per assecondare il discorso precedentemente fatto sul segno della forza di frenata e propulsione la funzione "findpeaks" è stata applicata al valore assoluto dei tratti di frenata e propulsione in quanto è in grado di riconoscere solo picchi positivi.

Una volta conosciuta la posizione del picco massimo è possibile andarlo a ricercare nel vettore relativo alla forza cranio-caudale. Questo passaggio è utile per capire il segno del picco individuato.

Nel caso della forza di frenata il picco massimo viene convertito in negativo se risulta essere positivo mentre per la forza di propulsione si calcola direttamente il valore assoluto per essere sicuri di ottenere un valore positivo.

IMPULSI DI FORZA

Gli impulsi di forza, in quanto tali, corrispondono all'area sottesa dal grafico della forza in funzione del tempo.

Per il calcolo dell'area è stata utilizzata la funzione "trapz" di Matlab che restituisce l'integrale numerico trapezoidale. Questa formula matematica si basa sul concetto di approssimare l'area sottesa dalla curva con l'area di un trapezio e di calcolarne poi l'estensione con le regole geometriche.

Se però la curva della quale si vuole calcolare l'area sottesa si discosta molto dall'essere lineare si può dividere l'intervallo [a, b] in N parti in cui si può assumere che l'andamento sia lineare.

Anche in questo caso, per le considerazioni fatte sulla forza cranio-caudale, ci si deve assicurare che l'area ottenuta per la forza di frenata sia negativa mentre l'area per la forza di propulsione sia positiva.

Fig12: Immagine esplicativa del concetto di integrale numerico trapezoidale. La curva blu è quella di cui si vuole calcolare l'area sottesa mentre quella rossa è quella che, essendo compresa tra gli stessi estremi, approssima il trapezio.

TEMPO DI APPOGGIO

Conoscendo la frequenza di campionamento delle pedane di forza (100 Hz) è possibile intuire che i campioni sono acquisiti a 0,01 secondi di distanza gli uni dagli altri. Sapendo, inoltre, quanti campioni sono coinvolti nel contatto di ogni zampa è sufficiente applicare la seguente formula per ottenere il tempo in cui si è verificato l'appoggio:

Tempo di appoggio = (numero di campioni coinvolti nel contatto) \times 0,01 secondi

PERCENTUALE DEL TEMPO DI APPOGGIO SPESO IN FRENATA E PROPULSIONE

Per eseguire questo calcolo è sufficiente una semplice proporzione in quanto si conosce sia la lunghezza del contatto della zampa sia la sua distinzione in frenata e propulsione.

Sono state applicate le seguenti formule:

$$\% \ Frenata = \frac{durata \ della \ fase \ di \ frenata}{durata \ totale \ del \ contatto} \times 100$$

$$\% \ Propulsione = \frac{durata \ della \ fase \ di \ propulsione}{durata \ totale \ del \ contatto} \times 100$$

SALVATAGGIO

Tutti i passaggi appena riportati vengono inseriti all'interno di un ciclo che si ripete tante volte quante sono le acquisizioni che sono state effettuate per il lato destro del corpo.

Prima di iniziare il ciclo vengono creati dei vettori, uno per ogni parametro calcolato, che hanno una decina di righe.

Man mano che i cicli scorrono, i parametri vengono riportati in maniera ordinata all'interno dei vettori i quali, al termine del processo, vengono salvati all'interno di un file Excel preimpostato.

1	Α	В	С	D	Е	F	G	Н	1	J	K	L	М	N	0
1	PICCO DI FORZA (N/N*100)														
2	PVF					PBF				PPF					
3	FL	FR	HL	HR	ALL	FL	FR	HL	HR	ALL	FL	FR	HL	HR	ALL
4															
5															
6															
7															
8															
9															
10															
11															
12															
13															
14															
15															

Fig13: Esempio delle tabelle che si trovano all'interno del file Excel, in figura è riportata quella relativa al picco di forza. Ogni riga rappresenta una prova.

Considerando ad esempio solo il picco di forza verticale (PVF): con il Codice 1 vengono riempite le colonne B e D, con il Codice 2 vengono riempite le colonne A e C. La colonna E contiene la media dei valori dei quattro arti (media sulla riga).

All'interno di questo file Excel vengono calcolate automaticamente la media e la deviazione standard per ciascun parametro che si è scelto di esaminare per lo studio clinico. Nella figura 13 le celle gialle sono quelle destinate a contenere il valore medio mentre le celle verdi quelle relative alla deviazione standard.

La deviazione standard viene utilizzata per indicare come si disperdono attorno al valor medio i valori della variabile su cui è calcolata. Se la deviazione standard è identificata da un numero alto significa che i valori sono molto diversi tra loro mentre una deviazione standard di valore piccolo indica dati molto simili tra loro e vicini al valor medio.

CODICE 2: ZAMPE SINISTRE

Il codice risulta essere identico a quello scritto per le zampe destre ad eccezione del numero di cicli e delle celle nel file Excel in cui vengono salvati i vettori contenenti i parametri.

Dunque, dopo aver eseguito il codice relativo alle zampe destre e successivamente quello relativo alle zampe sinistre si avrà un solo file Excel sul quale saranno stati riportati i dati relativi a entrambi i lati del corpo.

CODICE 3: PERCENTUALE DEL PICCO DI FORZA VERTICALE E INDICI DI SIMMETRIA

Per calcolare questi parametri cinetici è necessario prendere in considerazione contemporaneamente i dati relativi a entrambi i lati del corpo.

Può capitare, però, che durante le acquisizioni risultino più prove valide per un lato del corpo rispetto all'altro, facendo sì che le colonne del file Excel contengano un differente numero di elementi.

Per questo motivo la percentuale del picco di forza verticale e gli indici di simmetria vengono calcolati soltanto per le righe del file Excel che presentano i valori di tutti gli arti.

I calcoli vengono realizzati all'interno di un ciclo e i risultati, come per il Codice 1 e 2, vengono copiati in modo ordinato in un vettore apposito.

Al termine di tutte le operazioni i vettori vengono salvati all'interno dello stesso file Excel utilizzato fino ad ora.

PERCENTUALE DEL PICCO DI FORZA VERTICALE

Come già precedentemente riportato, il calcolo della percentuale del picco di forza verticale si esegue utilizzando la seguente formula:

$$\%PVF = \frac{picco\ di\ forza\ verticale}{somma\ dei\ picchi\ verticali\ delle\ 4\ zampe} \times 100$$

Dunque all'interno di questo codice Matlab si è andati a leggere i valori dei picchi di forza verticale precedentemente salvati sul file Excel, e poi si sono utilizzati per questo calcolo.

INDICI DI SIMMETRIA

Anche nel caso degli indici di simmetria la formula da utilizzare è stata ricavata dalla letteratura ed è la seguente:

$$SI = 100 \times \frac{X_i - X_c}{0.5 \times (X_i + X_c)}$$

Come per il calcolo precedente anche in questo caso vengono di volta in volta prelevati dal file Excel i parametri necessari per l'applicazione della formula.

CODICE 4: VELOCITÀ, LUNGHEZZA E TEMPO DEL PASSO

Il passo viene definito come la sequenza di movimenti che si verificano tra due contatti successivi dello stesso arto. Questo codice permette di calcolarne la lunghezza e la durata grazie all'individuazione nel video che viene registrato durante le acquisizioni dei due frame corrispondenti ai contatti che definiscono il passo.

Ottenendo le due immagini è possibile calcolare per ognuno dei quattro arti la lunghezza come lo spostamento dell'arto tra le due immagini e il tempo del passo come i secondi che sono trascorsi tra l'acquisizione delle due immagini.

Una volta ottenuti la lunghezza e il tempo del passo è possibile calcolare la velocità come rapporto tra spazio e tempo.

Tutti i cani sono stati esaminati a tutti i tempi di cui disponevano, scegliendo casualmente quattro prove tra tutte quelle registrate, indipendentemente dal fatto che fossero riferite all'arto destro oppure sinistro o che fossero valide oppure no. Questo è giustificato dal fatto che per questo codice non è importante il contatto con la pedana ma solo l'acquisizione video.

IL RIFERIMENTO: LA PEDANA DI FORZA

Per quanto riguarda la lunghezza del passo, per poter sapere a quanto corrisponde la lunghezza calcolata sulle immagini nel mondo reale bisogna utilizzare un riferimento, che nel nostro caso è la lunghezza delle due pedane di forza.

Per calcolare il coefficiente di conversione, all'avvio del codice compare sullo schermo la richiesta di caricare un qualsiasi video del quale viene rappresentato il primo frame che teoricamente non dovrebbe prevedere la presenza del cane, mostrando esclusivamente la pedana.

A questo punto, trasferendo l'immagine al Toolbox "Image Processing", è possibile tracciare su di essa un segmento corrispondente alla lunghezza della pedana, facendo corrispondere gli estremi del segmento con gli estremi delle pedane.



Fig14: Immagine corrispondente alla visuale che si ottiene dalla telecamera in direzione sagittale. Con il colore nero viene rappresentato il segmento che individua la lunghezza delle pedane (554 pixel).

Conoscendo la lunghezza complessiva dei due riquadri (120 cm) è possibile ottenere un coefficiente moltiplicativo da applicare alle successive misure di lunghezza per ottenere il rispettivo valore nel mondo reale.

Al termine di questo processo di conversione inizia un ciclo di quattro iterazioni in cui in ognuna di esse sarà possibile calcolare la lunghezza e il tempo del passo, e conseguentemente anche la velocità, per ognuno dei quattro arti.

LUNGHEZZA DEL PASSO

Una volta caricato il video relativo all'iterazione che si sta considerando, viene chiesto tramite messaggio a video di scorrerlo fin quando non si identificano gli istanti corrispondenti ai due contatti dell'arto anteriore destro e di salvare le due immagini relative a quei momenti.

Con una funzione del Toolbox "Image Processing" di Matlab è possibile rappresentare a video le immagini sovrapposte, in modo tale da vederle entrambe contemporaneamente.

A questo punto è possibile calcolare la lunghezza del passo tramite un segmento che deve essere opportunamente posizionato all'interno dell'immagine per far corrispondere i suoi estremi con i due contatti dell'arto anteriore destro. Per ottenere la lunghezza reale del passo, la distanza calcolata tramite il segmento viene moltiplicata per il fattore di proporzione precedentemente ricavato.

Analogamente la lunghezza del passo viene calcolata anche per l'arto anteriore sinistro e i due arti pelvici utilizzando lo stesso video.

Nell'iterazione successiva verrà caricato un altro video e su di esso calcolate le rispettive lunghezze del passo.





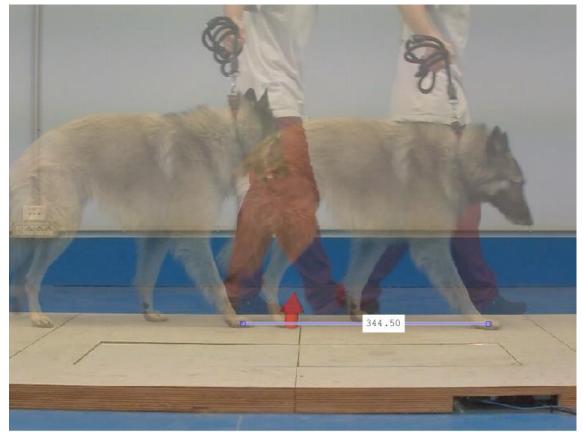


Fig15: In alto sono riportate le due immagini relative ai due contatti successivi che identificano il passo con l'arto anteriore destro per il paziente Centola Achille al tempo TO. In basso le due immagini sono state sovrapposte grazie al Toolbox di Matlab. Con un segmento blu è messa in evidenza la lunghezza del passo in pixel.

TEMPO DEL PASSO

Il tempo del passo viene calcolato semplicemente prendendo nota del numero dei frame corrispondenti alle immagini che sono state salvate e utilizzate per il calcolo della lunghezza del passo.

Facendo la differenza tra i due valori si ottiene la distanza temporale in frame che può essere riportata in secondi dividendo per la frequenza di campionamento del video (25 Hz).

VELOCITA'

Viene calcolata per ogni arto come rapporto tra spazio e tempo.

Per ogni iterazione, però, viene registrato solo un valore corrispondente alla media delle velocità ottenute dai quattro arti.

3.3 ANALISI STATISTICA

La statistica è una scienza che si occupa di ricavare, tramite delle operazioni matematiche, molte delle informazioni che sono racchiuse all'interno dei dati con cui ci si interfaccia.

Per il lavoro svolto in questa tesi è corretto utilizzare la statistica inferenziale in quanto si vuole verificare, tramite un campione di soggetti, che le problematiche generate dalla displasia dell'anca siano sufficientemente superate grazie all'inserimento della protesi sostitutiva, permettendo in questo modo ai cani di tornare ad avere un cammino fisiologico e regolare.

La statistica inferenziale può essere ancora divisa in:

STATISTICA PARAMETRICA

Si applica a campioni la cui distribuzione è normale (il grafico della funzione della densità di probabilità associata riporta una gaussiana).

A causa di ciò il campione deve sottostare a delle ipotesi molto restrittive riguardanti il valore di alcuni parametri (media e deviazione standard).

STATISTICA NON PARAMETRICA

In questo caso non è necessario impostare alcun tipo di parametro a priori perché non sussiste l'ipotesi che il campione sia normale.

È anche chiamata "statistica dei piccoli campioni" dato che è più frequente trovarsi in questa condizione se il campione selezionato è molto ridotto in numero.

Siccome il campione che è stato indagato durante lo svolgimento di questa tesi è ridotto (tredici pazienti), si è scelto di proseguire attraverso un test non parametrico.

Come precedentemente accennato, non tutti i cani facenti parte dello studio sono stati indagati esattamente agli stessi tempi ma obbligatoriamente presentano i dati relativi al tempo iniziale (T0) e al lungo periodo (T180/T210/T240/T2anni base al soggetto). Le acquisizioni al tempo T30 sono state effettuate per il 46% dei pazienti mentre al tempo T60 solo per il 23%.

Sulle basi di queste considerazioni si è scelto di affrontare l'analisi statistica in due modalità parallele: una che comprende esclusivamente i tempi obbligatori e una che comprende anche le indagini svolte a trenta giorni dall'intervento.

Nessuna analisi tiene in considerazione il tempo T60 a causa del fatto non è stato acquisito per un numero sufficiente di soggetti.

TEST DI WILCOXON

Per l'analisi statistica che prevede il confronto esclusivamente tra il tempo iniziale e il lungo periodo si è scelto il test di Wilcoxon perché è il più utilizzato nei casi, come questo, di campioni appaiati e cioè nel caso di esperimenti che prevedono la comparazione dello stesso gruppo di soggetti a due diversi istanti temporali.

Concretamente, per effettuare l'analisi statistica tramite il test di Wilcoxon è stato utilizzato ancora una volta il software Matlab creando un ulteriore codice.

Tra le molteplici funzioni accessibili ne esiste una chiamata "signrank" che esegue automaticamente questo tipo di test e richiede in ingresso solo le due colonne, relative ai diversi tempi, contenenti i valori da confrontare.

Per questo motivo sono state create delle tabelle di Excel contenenti una riga per ogni paziente e due colonne relative al tempo di inizio e al tempo del lungo periodo.

Per ogni variabile di cui si è scelto di effettuare la statistica sono state create quattro tabelle, una per ogni categoria di arto (posteriore operato, posteriore controlaterale, anteriore ipsilaterale e anteriore controlaterale). Ognuna di esse, impostata come riportato, è stata riempita con i valori medi di quella variabile, per ogni soggetto e per entrambi i tempi di interesse. Di seguito è riportata la tabella relativa al picco di forza verticale per l'arto posteriore operato.

	TO	T180
Animalissimi RAOUL	31,71	54,95
Berta MARTA	43,88	39,62
Buratti ATTILA	37,41	43,38
Cancian NERO (sx)	31,3	40,77
Cancian NERO (dx)	35,04	37,2
Cassanego TOKYO	31,05	39,01
Centola ACHILLE	36,44	40,22
Gazzera ZOE	28,75	44,08
Leone ARIEL	32,64	32,59
Longagna BERNIE	37,11	33,77
Pellegrini OMERO	35,63	30,3
Regis LOLA	37,29	41,55
Simorelli NEMO	30,18	30,38

TEST DI FRIEDMAN

Per effettuare l'analisi statistica includendo anche il tempo intermedio T30 è stato utilizzato il test di Friedman.

Anche in questo caso è stato creato un codice di programmazione attraverso il software Matlab nel quale tramite la funzione "friedman" è stato possibile realizzare un'analisi statistica di questo tipo.

Per questo test sono state utilizzate delle tabelle di Excel analoghe a quelle utilizzate per il test di Wilcoxon con l'aggiunta della colonna centrale relativa al tempo T30.

Siccome la funzione "friedman" di Matlab non consente di utilizzare tabelle con dati mancanti, questa analisi statistica è stata applicata solo ai pazienti che riportavano anche le acquisizioni dopo trenta giorni dall'intervento.

Come per il test precedente viene riportata di seguito la tabella relativa al picco di forza verticale per l'arto posteriore operato.

	T0	T30	T180
Cancian NERO (sx)	31,30	33,83	40,77
Cancian NERO (dx)	35,04	30,30	37,20
Cassanego TOKYO	31,05	27,28	39,01
Leone ARIEL	32,64	32,15	32,59
Regis LOLA	37,29	34,02	41,55
Simorelli NEMO	30,18	31,56	30,38

TEST DI MANN WHITNEY

È un test statistico che permette di confrontare due campioni differenti, anche contenenti un numero diverso di elementi.

Viene utilizzato per rispondere all'obiettivo secondario della tesi, e quindi per valutare se tra le differenti classi di cani (monolaterali, bilaterali, operati bilateralmente) ci siano delle differenze statistiche durante la guarigione.

Anche in questo caso esiste in Matlab una funzione apposita che si chiama "ranksum" che consente di ottenere direttamente i risultati e alla quale è sufficiente fornire in ingresso i due vettori di valori da confrontare.

Dunque, anche in questo caso sono stati creati dei file Excel, uno per ogni classe di cani, che contenevano al loro interno quattro tabelle: due relative all'arto posteriore operato (T0 e T180) e due relative all'arto posteriore controlaterale (T0 e T180).

Ogni tabella era composta da dodici colonne, una per ogni variabile cinetica e spaziotemporale ad esclusione degli indici di simmetria e della velocità, e da un numero di righe che dipendeva dal numero di pazienti facenti parte di quella classe (4 righe per i monolaterali, 7 per i bilaterali e 2 per gli operati bilateralmente).

In questa analisi statistica gli arti anteriori sono stati volutamente esclusi.

In base al confronto che doveva essere realizzato si caricavano nel codice di Matlab i due file Excel e, prendendo in considerazione lo stesso arto allo stesso tempo per entrambe le classi, si confrontavano le singole colonne (confronto variabile per variabile), ottenendo in uscita i rispettivi valori di significatività.

DIFFERENZA DELLE MEDIE

Per molte delle variabili cinetiche e spazio-temporali che si è deciso di analizzare le ipotesi sulla loro evoluzione nel tempo prevedono che esse aumentino o diminuiscano in base all'arto di riferimento o al tipo di variabile.

Dunque, un altro tipo di indagine statistica che può essere realizzata è quella della differenza delle medie, che prevede una sottrazione tra i valori medi ottenuti al tempo considerato come lungo periodo e il tempo iniziale. In questo modo è sufficiente osservare il segno del risultato

per capire se la variabile per la quale è stato eseguito il calcolo è aumentata nel tempo oppure è diminuita.

Oltre a capire l'andamento generale della variabile è anche di interessa capire per quanti dei cani facenti parte lo studio si è verificata l'ipotesi di partenza.

Prendendo come riferimento le tabelle utilizzate nel test di Wilcoxon, è possibile realizzare la differenza delle medie sulle righe: in questo modo sarà possibile calcolare sulla totalità dei pazienti quanti di loro hanno riscontrato un aumento della variabile e quanti no.

Nella pratica per ogni tabella è stata eseguita lungo le righe, quindi per ogni paziente, la differenza tra i valori relativi al tempo T180 e T0.

Tra i risultati sono stati contati quelli negativi (diminuzione) e quelli positivi (aumento), e sulla base di questo sono state calcolate le rispettive percentuali.

3.4 ANALISI DELLA VARIANZA

Si è voluto indagare quali potessero essere gli effetti di alcuni fattori secondari sui risultati ottenuti grazie alle pedane di forza, in particolare sono stati indagati dei fattori fisici (peso ed età) e dei fattori relativi all'intervento (angoli di posizionamento della protesi ricavati dalle radiografie).

Per farlo è stata applicata un'analisi della varianza univariata a più fattori, in quanto consente di confrontare più variabili indipendenti (fisse) con una variabile dipendente, che nel nostro caso sarà una delle variabili cinetiche ottenuta con la pedana di forza.

Sono stati indagati separatamente i fattori fisici e i fattori relativi all'intervento.

FATTORI FISICI

In questa analisi della varianza sono stati confrontati insieme e separatamente gli effetti della displasia, del peso e dell'età del cane.

Il fattore della displasia può essere diviso in tre livelli a seconda della condizione dell'arto controlaterale:

Sano: 4 cani

Displasico: 7 cani

Protesizzato: 2 cani

Il fattore "Età" può anch'esso essere diviso in tre livelli:

Giovane (<24 mesi): 5 cani

Adulto (25-72 mesi): 3 cani

Anziano (>73 mesi): 5 cani

Il fattore "Peso" è diviso in livelli assegnando a ciascun cane un indice di massa corporea (Body Condition Score, BCS), che può assumere un valore compreso tra uno e cinque al fine di indicare la presenza di una condizione fisica ideale (3) oppure una condizione di sottopeso (1-2) o sovrappeso (4-5).

Siccome tra i pazienti non sono presenti casi estremi (1 o 5) di fatto la distinzione del fattore "Peso" avviene su tre livelli:

2 (leggero sottopeso): 2 cani

3 (condizione ideale): 6 cani

4 (leggero sovrappeso): 5 cani

	ETA'	PESO	CONTROLATERALE
Animalissimi RAOUL	Adulto	2	Sano
Berta MARTA	Adulto	3	Sano
Buratti ATTILA	Giovane	2	Protesizzato
Cancian NERO (sx)	Anziano	3	Displasico
Cancian NERO (dx)	Anziano	3	Protesizzato
Cassanego TOKYO	Adulto	4	Displasico
Centola ACHILLE	Giovane	3	Sano
Gazzera ZOE	Giovane	4	Sano
Leone ARIEL	Anziano	3	Displasico
Longagna BERNIE	Giovane	4	Displasico
Pellegrini OMERO	Giovane	3	Displasico
Regis LOLA	Anziano	4	Displasico
Simorelli NEMO	Anziano	4	Displasico

Dunque questi tre fattori indicano le variabili indipendenti nell'analisi della varianza.

La variabile dipendente, cioè quella che dovrebbe cambiare a seconda della combinazione delle variabili indipendenti che sono fisse, è uno dei parametri ricavati dalle pedane di forza.

Siccome dalle precedenti analisi si è visto che la forza verticale (picco e impulso) e la forza di propulsione (picco e impulso) sono quelle più sensibili alla tipologia di cane e al processo di guarigione, si è scelto di indagare queste quattro variabili, una per volta.

FATTORI RELATIVI ALL'INTERVENTO

Analogamente a quanto accaduto per i fattori fisici sono state confrontate tre variabili indipendenti con una variabile dipendente.

Le tre variabili indipendenti si ottengono in base all'esecuzione dell'operazione chirurgica e sono:

ALO: angolo di apertura laterale Definito come l'angolo tra il piano dorsale delle pelvi e il piano dell'ellisse formato dal margine interno dell'anello di titanio della coppa acetabolare. Viene ricavato dalle radiografie latero-laterali del bacino con l'aiuto di lucidi disponibili commercialmente raffiguranti le varie possibilità di inclinazione (Guerrero et al. 2009).

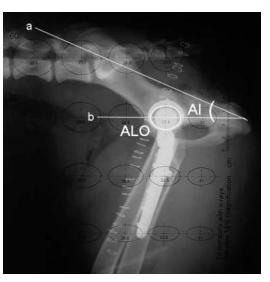


Fig16: Radiografia latero-laterale di cane in cui sono messi in evidenza l'angolo di apertura laterale (ALO) e l'angolo di inclinazione (AI).

Guerrero et al. 2009

AI: angolo di inclinazione

Definito come l'angolo che si forma intersecando l'estensione caudale dell'asse maggiore dell'ellisse e la linea tracciata dal punto medio dell'ileo fino alla tuberosità ischiatica (Guerrero et al 2009).

Posizionamento della coppa

È un valore numerico compreso tra zero e quattro, calcolato sulla base di quattro parametri: la profondità dell'impattamento della coppa, il muro craniale, il muro caudale e la presenza di uno spazio vuoto all'interfaccia tra l'osso fresato e la coppa acetabolare (over-reaming). Ognuno di questi parametri attribuisce un punto, dunque un punteggio pari a quattro indica una coppa posizionata in modo ideale.

Queste variabili sono tutte divise in tre livelli:

- ALO: Ideale (40°-50°, 7 cani) Tollerato (35°-55°, 5 cani) Eccessivo (<35°, >55°, 1 cane)
- AI: Ideale (10°-25°, 7 cani) Tollerato (5°-30°, 3 cani) Eccessivo (<5°, >30°, 3 cani)
- Coppa: 2 3 4 (perché nessun paziente presenta valori pari a 0 o 1)

	ALO	Al	Сорра
Animalissimi RAOUL	Tollerato	Eccessivo	3
Berta MARTA	Tollerato	Ideale	3
Buratti ATTILA	Eccessivo	Ideale	4
Cancian NERO (sx)	Ideale	Tollerato	2
Cancian NERO (dx)	Ideale	Ideale	2
Cassanego TOKYO	Ideale	Ideale	4
Centola ACHILLE	Tollerato	Ideale	4
Gazzera ZOE	Ideale	Eccessivo	4
Leone ARIEL	Tollerato	Eccessivo	4
Longagna BERNIE	Ideale	Ideale	4
Pellegrini OMERO	Tollerato	Tollerato	4
Regis LOLA	Ideale	Ideale	4
Simorelli NEMO	Ideale	Tollerato	3

Come per i fattori fisici si è scelto di utilizzare come variabili dipendenti i picchi e gli impulsi della forza verticale e di propulsione, ognuno preso singolarmente.

4 RISULTATI

4.1 RISULTATI DELL'ANALISI CINETICA

TUTTI I CANI DELLO STUDIO

Di seguito viene riportato un istogramma per ogni variabile cinetica e spazio-temporale analizzata.

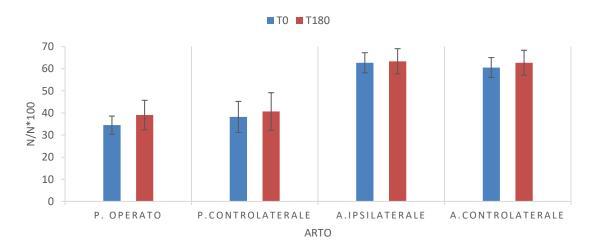
Le colonne di colore blu sono rappresentative del tempo iniziale (T0) e indicano il valor medio della variabile in esame calcolata su tutti i pazienti.

Le colonne di colore rosso sono analoghe a quelle blu con la differenza che sono riferite al lungo periodo. Per comodità di scrittura, nei grafici vengono indicate nella legenda come "T180" nonostante non sia vero che per tutti i pazienti il lungo periodo corrisponda a sei mesi.

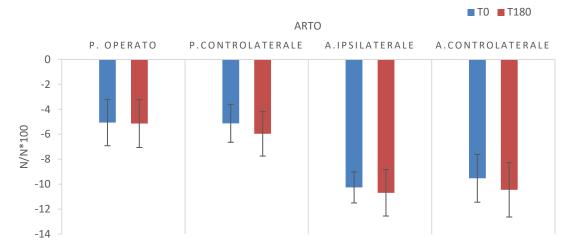
All'interno dei grafici è possibile riconoscere le variabili che sono risultate essere significative nel test di Wilcoxon grazie ad un piccolo asterisco rappresentato sopra le relative colonne.

PICCHI DI FORZA

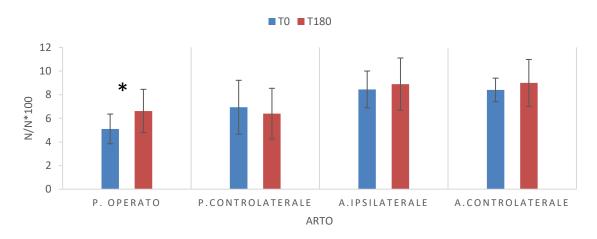
PICCO DI FORZA VERTICALE



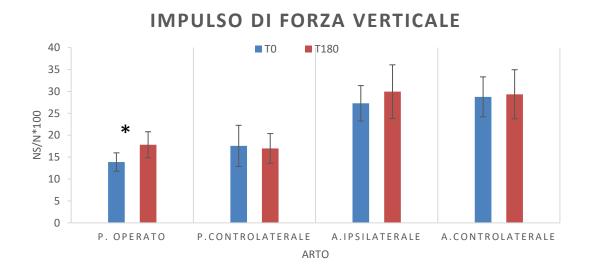
PICCO DI FORZA DI FRENATA



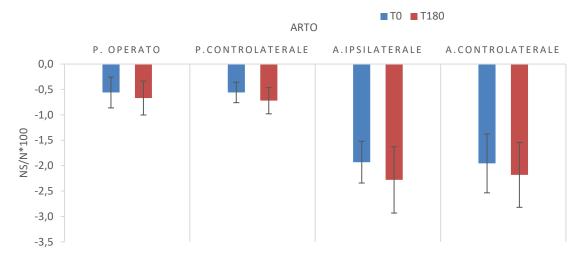
PICCO DI FORZA DI PROPULSIONE



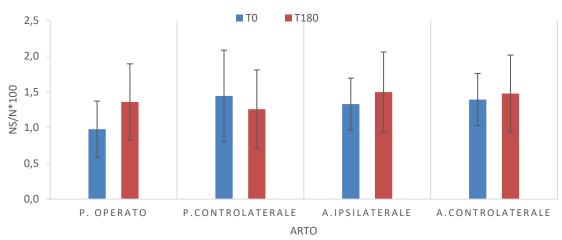
IMPULSI DI FORZA



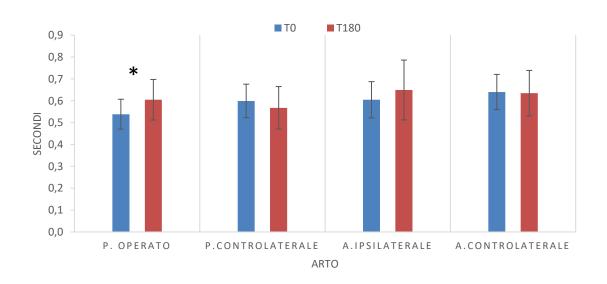
IMPULSO DI FORZA DI FRENATA



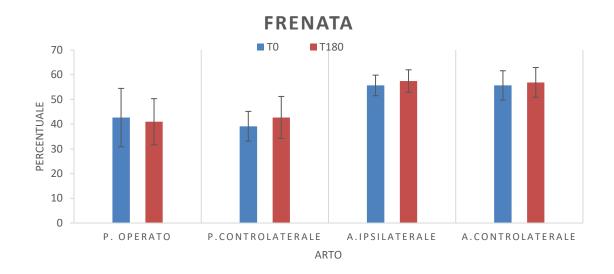
IMPULSO DI FORZA DI PROPULSIONE

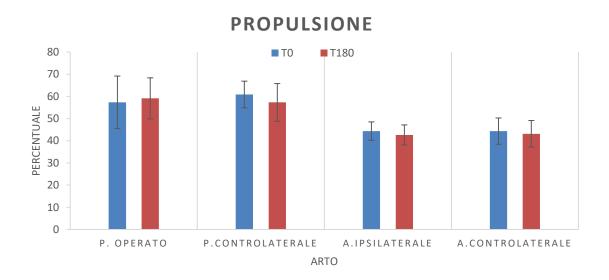


TEMPO DI APPOGGIO

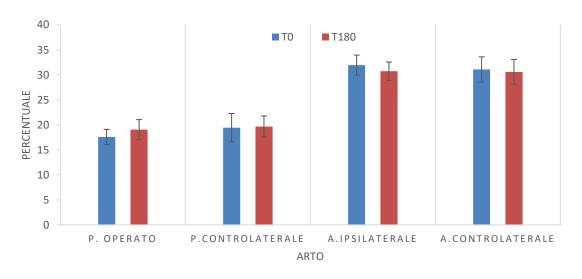


TEMPO DI APPOGGIO SPESO IN FRENATA E PROPULSIONE

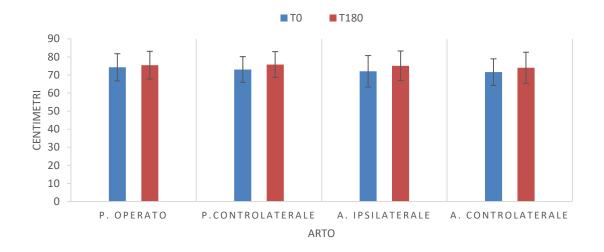




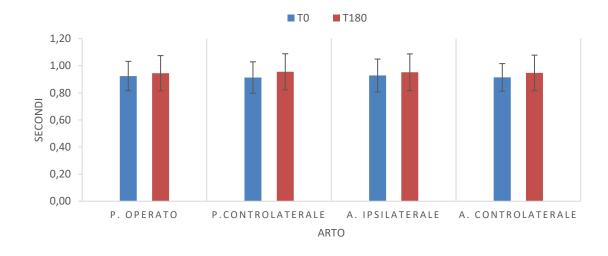
PERCENTUALE DEL PICCO DI FORZA VERTICALE



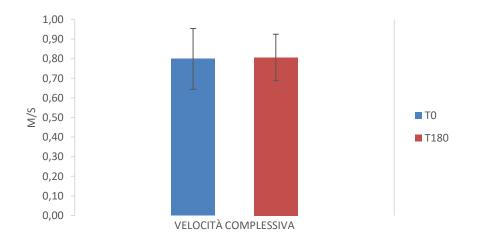
LUNGHEZZA DEL PASSO



TEMPO DEL PASSO

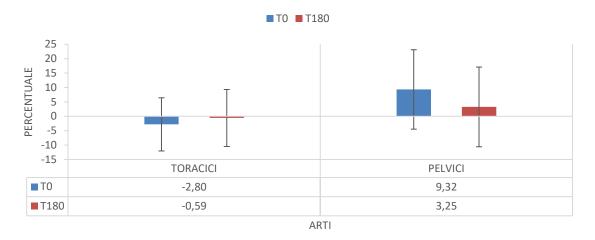


VELOCITÀ

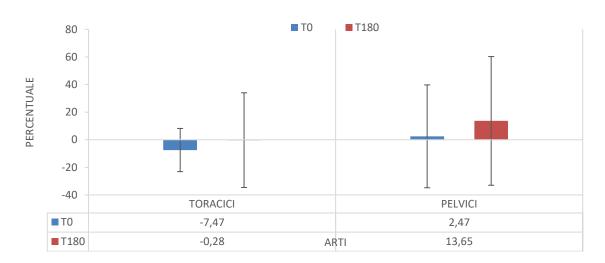


INDICI DI SIMMETRIA

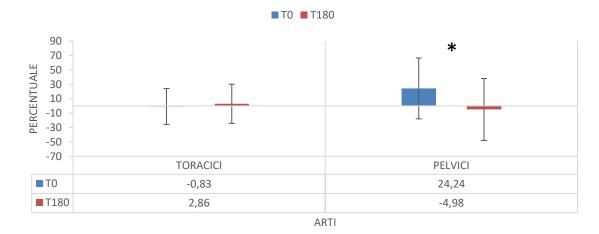
PICCO DI FORZA VERTICALE



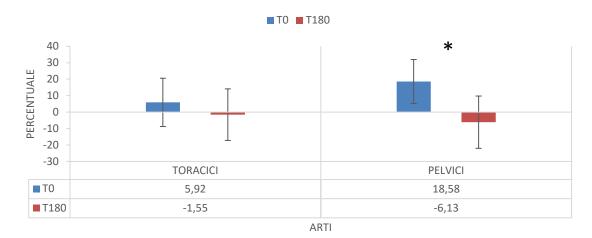
PICCO DI FORZA DI FRENATA



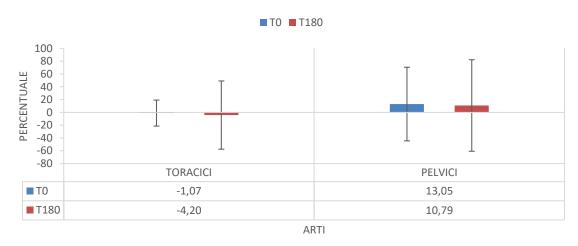
PICCO DI FORZA DI PROPULSIONE



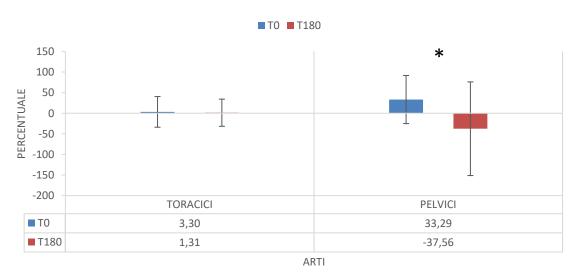
IMPULSO DI FORZA VERTICALE



IMPULSO DI FORZA DI FRENATA



IMPULSO DI FORZA DI PROPULSIONE



CANI CON DISPLASIA D'ANCA MONOLATERALE

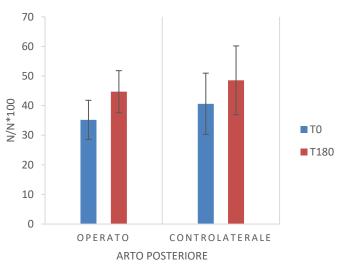
In questa sezione vengono riportati gli stessi istogrammi visti in precedenza ma riferiti esclusivamente alla classe di cani con displasia d'anca monolaterale.

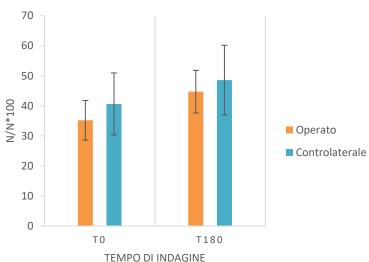
Volutamente si è scelto di rappresentare solo gli arti posteriori dal momento che sono quelli di maggior interesse ai fini dello studio. Per lo stesso motivo si è scelto di rappresentare le variabili in due modi differenti: in uno sono messe in evidenza le differenze tra i due arti pelvici allo stesso tempo (destra) e nell'altro è messa in luce l'evoluzione ottenuta dal singolo arto durante la guarigione (sinistra).

PICCHI DI FORZA



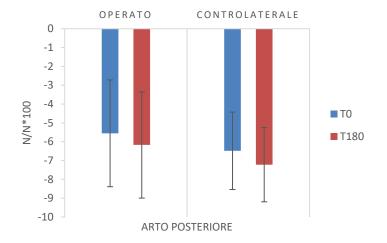
PICCO DI FORZA VERTICALE

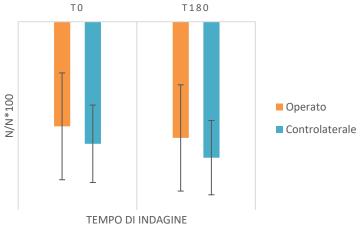




PICCO DI FORZA DI FRENATA

PICCO DI FORZA DI FRENATA

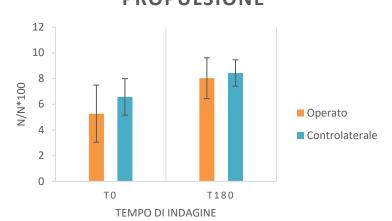




PICCO DI FORZA DI PROPULSIONE

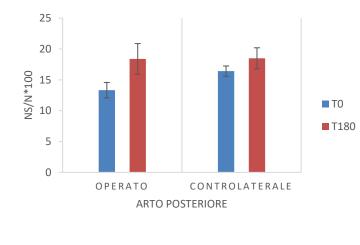
12 10 8 6 4 2 0 OPERATO CONTROLATERALE ARTO POSTERIORE

PICCO DI FORZA DI PROPULSIONE

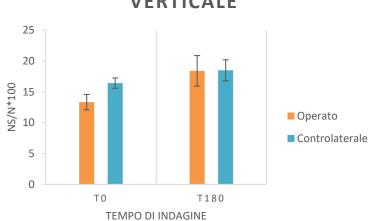


IMPULSI DI FORZA

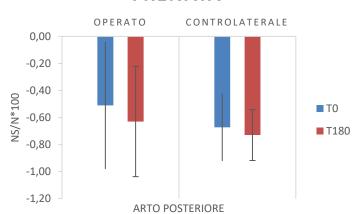
IMPULSO DI FORZA VERTICALE



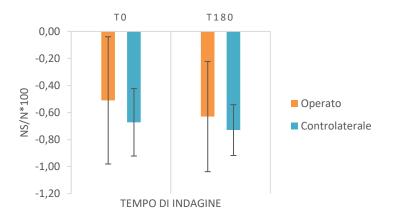
IMPULSO DI FORZA VERTICALE



IMPULSO DI FORZA DI FRENATA

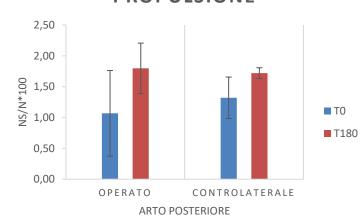


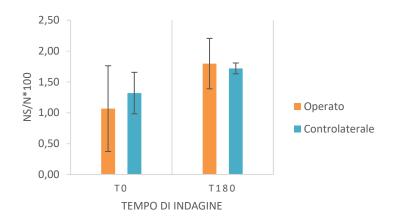
IMPULSO DI FORZA DI FRENATA



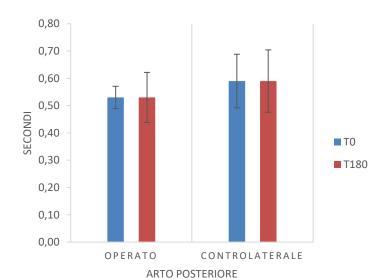
IMPULSO DI FORZA DI PROPULSIONE

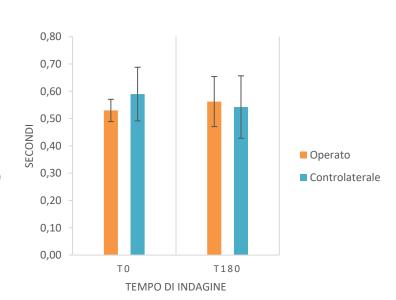
IMPULSO DI FORZA DI PROPULSIONE



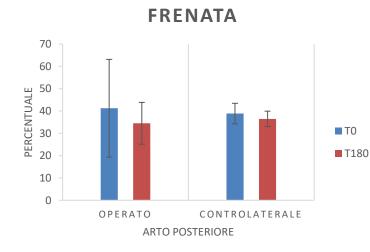


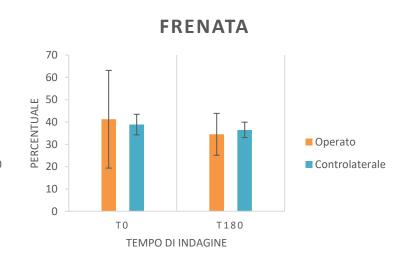
TEMPO DI APPOGGIO

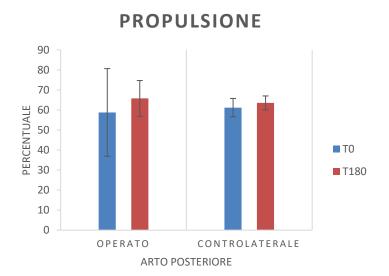


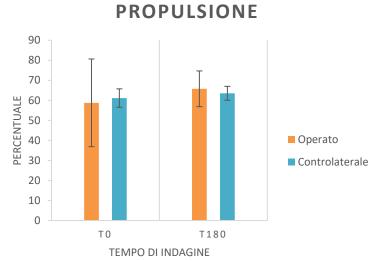


TEMPO DI APPOGGIO SPESO IN FRENATA E PROPULSIONE

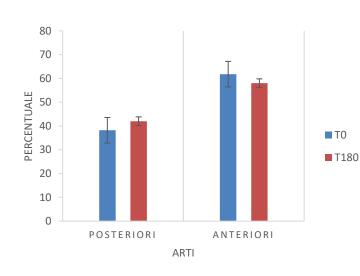


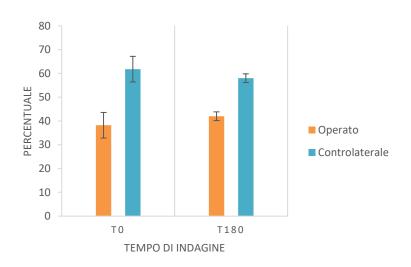




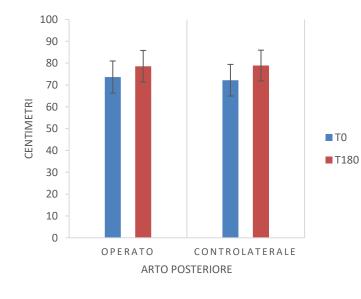


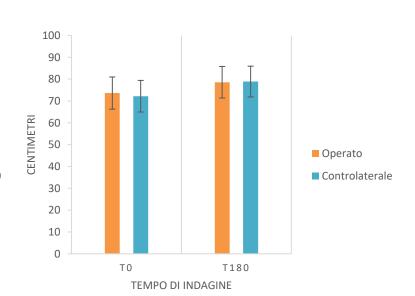
PERCENTUALE DEL PICCO DI FORZA VERTICALE



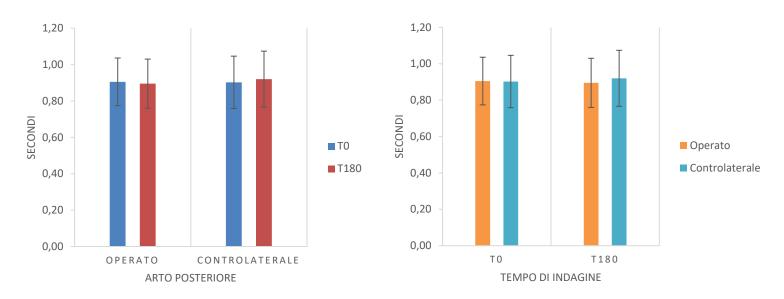


LUNGHEZZA DEL PASSO

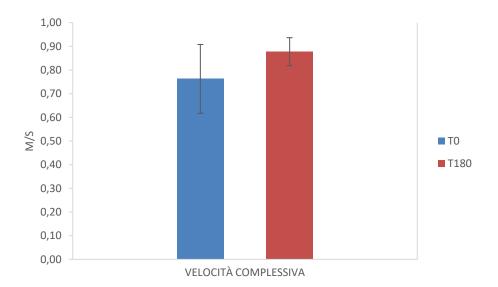




TEMPO DEL PASSO

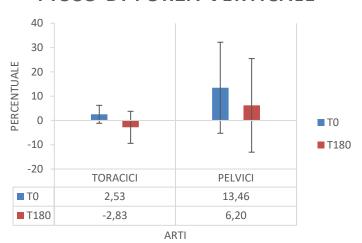


VELOCITA'

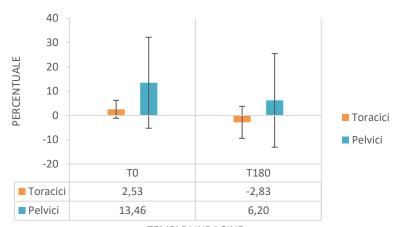


INDICI DI SIMMETRIA

PICCO DI FORZA VERTICALE

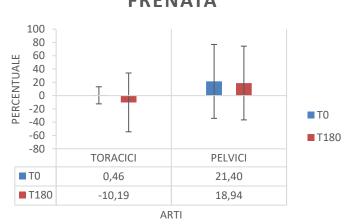


PICCO DI FORZA VERTICALE

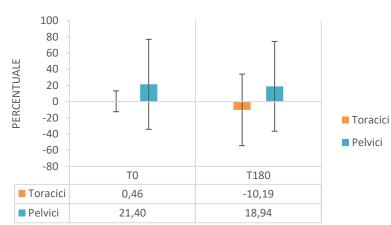


TEMPI DI INDAGINE

PICCO DI FORZA DI FRENATA

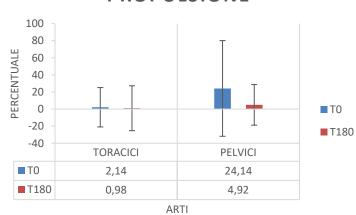


PICCO DI FORZA DI FRENATA

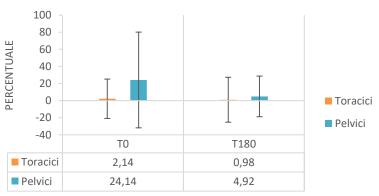


TEMPI DI INDAGINE

PICCO DI FORZA DI PROPULSIONE

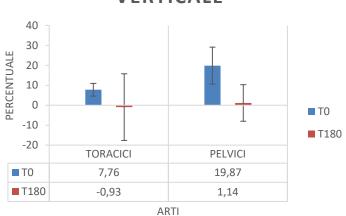


PICCO DI FORZA DI PROPULSIONE

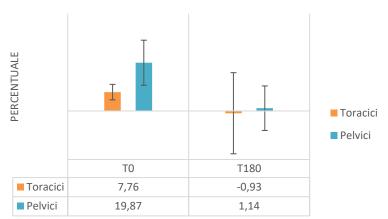


TEMPI DI INDAGINE

IMPULSO DI FORZA VERTICALE

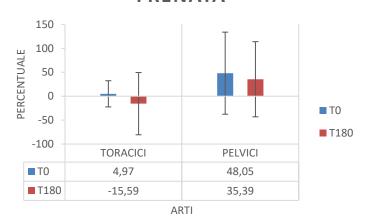


IMPULSO DI FORZA VERTICALE

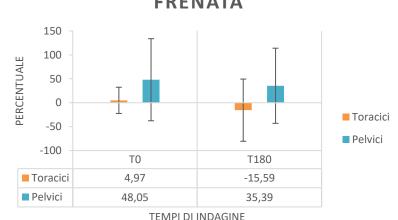


TEMPI DI INDAGINE

IMPULSO DI FORZA DI FRENATA

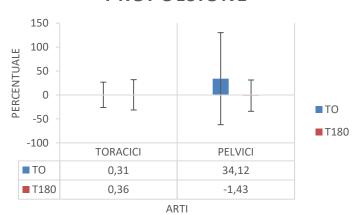


IMPULSO DI FORZA DI FRENATA

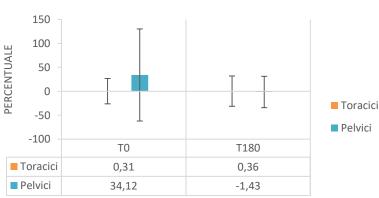


TEMPI DI INDAGINE

IMPULSO DI FORZA DI PROPULSIONE



IMPULSO DI FORZA DI PROPULSIONE



TEMPI DI INDAGINE

CANI CON DISPLASIA D'ANCA BILATERALE

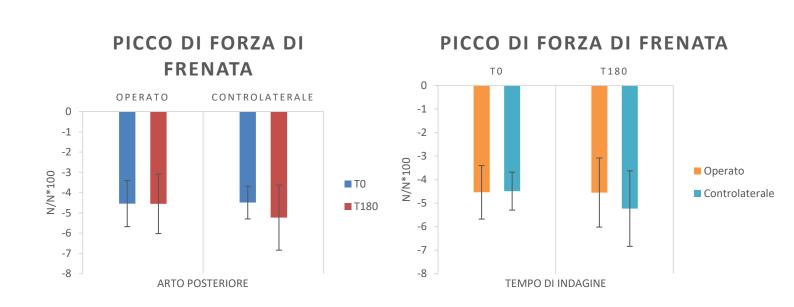
Di seguito vengono riportati gli istogrammi relativi ai cani con displasia bilaterale.

I metodi di visualizzazione grafica sono analoghi a quelli rappresentati per i cani con displasia monolaterale.

Inoltre viene segnalato con un asterisco la variabile associata ad un arto pelvico che è risultata essere significativa dall'analisi statistica realizzata con il test di Wilcoxon.

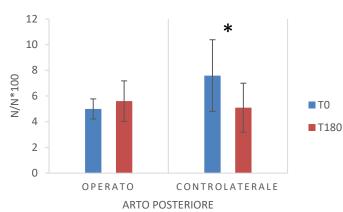
PICCHI DI FORZA

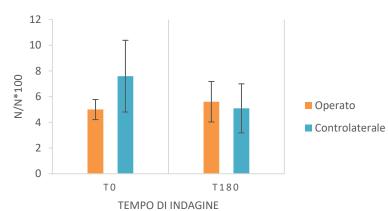
PICCO DI FORZA VERTICALE PICCO DI FORZA VERTICALE 45 45 40 40 35 35 30 30 N/N*100 25 25 20 Operato 20 ■ T0 15 15 ■T180 ■ Controlaterale 10 10 5 5 0 0 OPERATO CONTROLATERALE Τ0 ARTO POSTERIORE TEMPO DI INDAGINE





PICCO DI FORZA DI PROPULSIONE

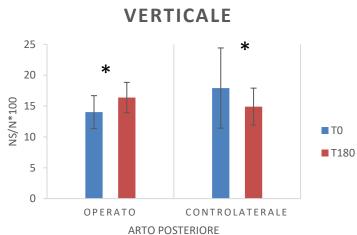


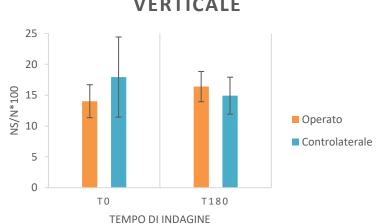


IMPULSI DI FORZA

IMPULSO DI FORZA

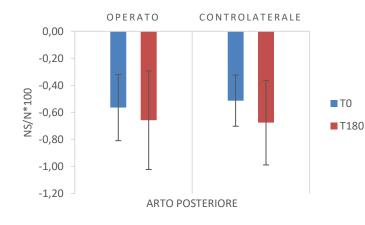
IMPULSO DI FORZA
VERTICALE

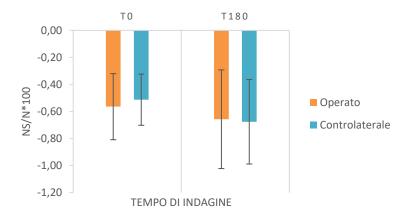




IMPULSO DI FORZA DI FRENATA

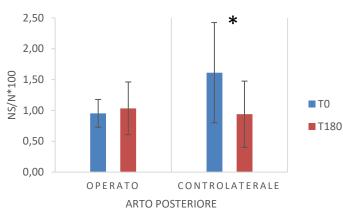
IMPULSO DI FORZA DI FRENATA

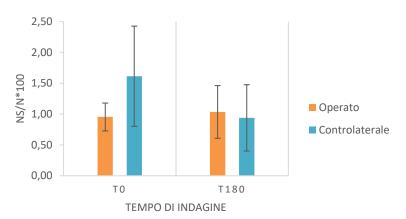




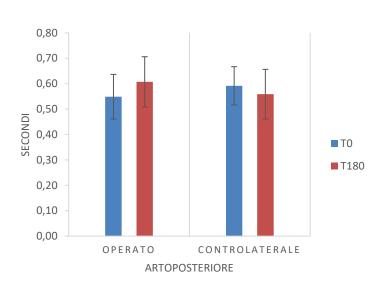


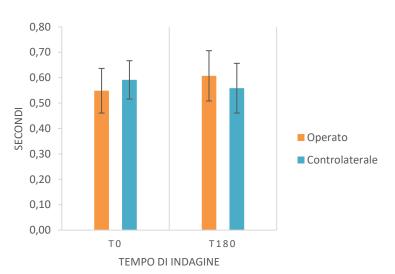
IMPULSO DI FORZADI PROPULSIONE



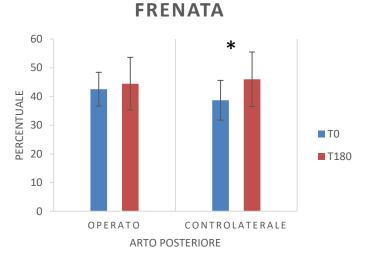


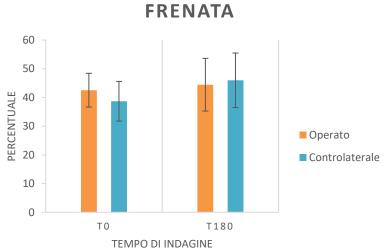
TEMPO DI APPOGGIO

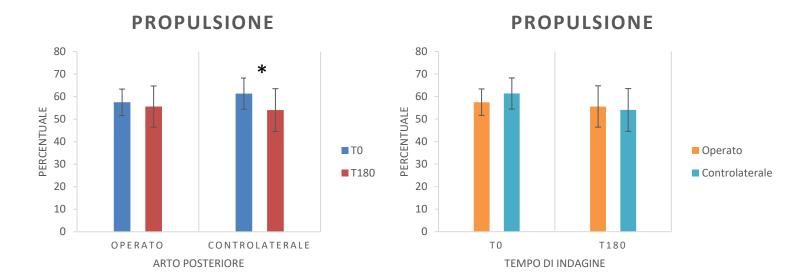




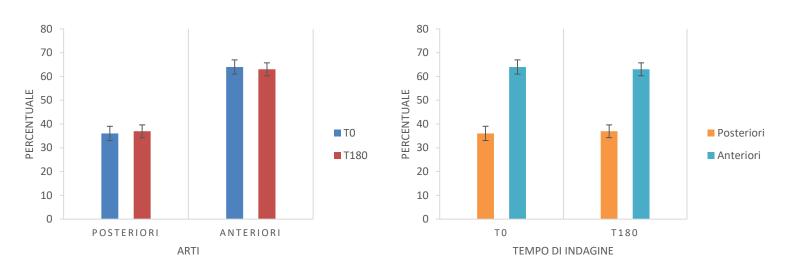
TEMPO DI APPOGGIO SPESO IN FRENATA E PROPULSIONE



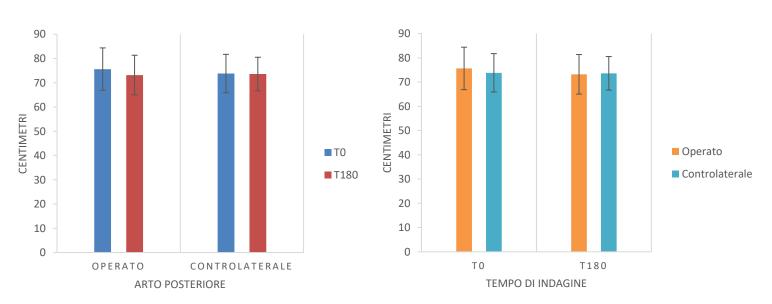




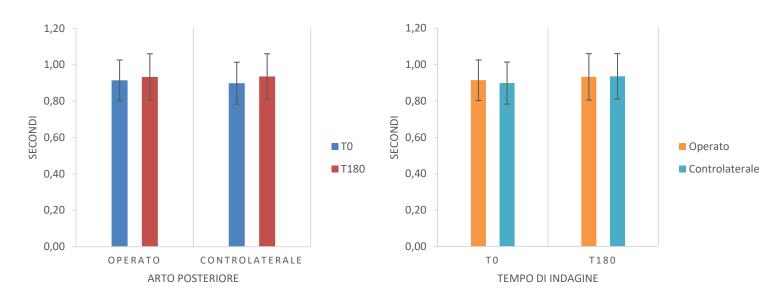
PERCENTUALE DEL PICCO DI FORZA VERTICALE



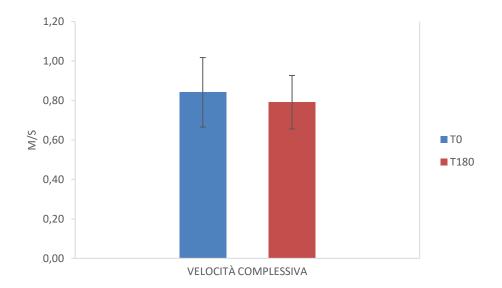
LUNGHEZZA DEL PASSO



TEMPO DEL PASSO

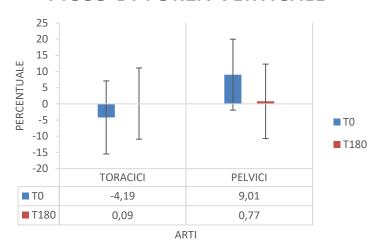


VELOCITA'

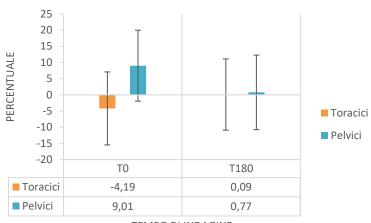


INDICI DI SIMMETRIA

PICCO DI FORZA VERTICALE

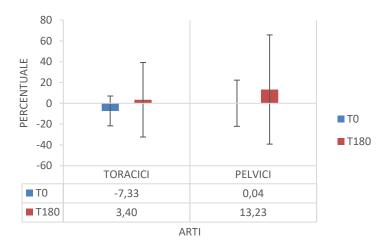


PICCO DI FORZA VERTICALE

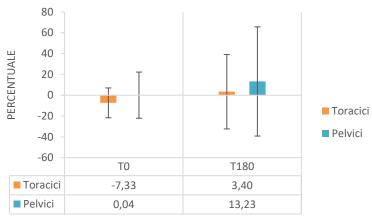


TEMPO DI INDAGINE

PICCO DI FORZA DI FRENATA

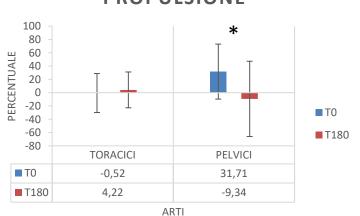


PICCO DI FORZA DI FRENATA

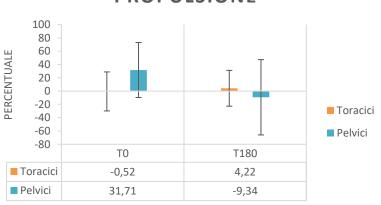


TEMPO DI INDAGINE

PICCO DI FORZA DI PROPULSIONE

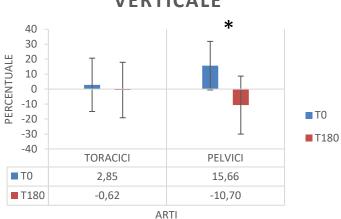


PROPULSIONE

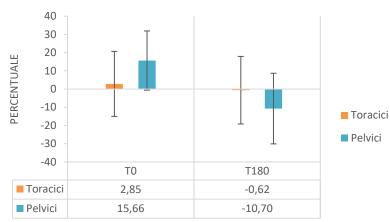


TEMPO DI INDAGINE

IMPULSO DI FORZA VERTICALE

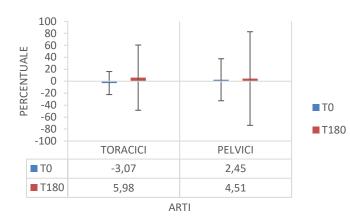


IMPULSO DI FORZA VERTICALE

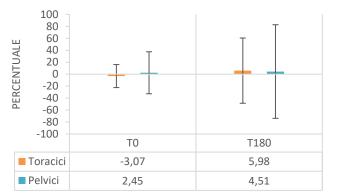


TEMPO DI INDAGINE

IMPULSO DI FORZA DI FRENATA

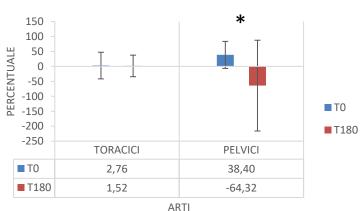


IMPULSO DI FORZA DI FRENATA

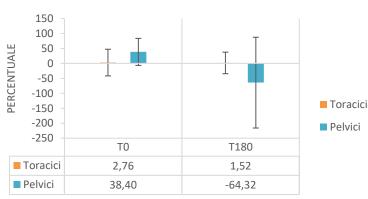


TEMPO DI INDAGINE

IMPULSO DI FORZA DI PROPULSIONE



IMPULSO DI FORZA DI PROPULSIONE



TEMPO DI INDAGINE

■ Toracici

Pelvici

4.2 RISULTATI DEL TEST DI MANN WHITNEY

CONFRONTO TRA CANI CON DISPLASIA MONOLATERALE E BILATERALE

Confronto i risultati ottenuti al tempo TO dai cani con displasia monolaterale e bilaterale sugli arti pelvici, in modo tale da verificare se ci siano delle differenze statistiche tra le due classi di soggetti prima dell'intervento.

Analogamente ripeto la stessa operazione al tempo T180 per evidenziare eventuali differenze statistiche nella guarigione ottenuta.

Per questo motivo si applica il test di Mann Whitney per confrontare le due classi differenti allo stesso tempo (prima T0 e poi T180).

I risultati ottenuti per i due arti pelvici sono i seguenti:

	OPERATO (T0)	OPERATO (T180)
PVF	0,927	0,073
PBF	1,000	0,315
PPF	0,764	0,042
VI	1,000	0,315
ВІ	0,927	0,927
PI	0,527	0,030
%PVF	1,000	0,230
Tempo di appoggio	1,000	0,618
% frenata	0,648	0,230
% propulsione	0,648	0,164
Lunghezza del passo	0,618	0,315
Tempo del passo	0,927	0,655

	CONTROLATERALE (T0)	CONTROLATERALE (T180)
PVF	0,648	0,012
PBF	0,230	0,164
PPF	0,788	0,012
VI	0,788	0,042
ВІ	0,412	0,824
PI	1,000	0,073
%PVF	0,648	0,042
Tempo di appoggio	0,982	0,691
% frenata	0,891	0,109
% propulsione	0,891	0,109
Lunghezza del passo	1,000	0,315
Tempo del passo	1,000	0,830

CONFRONTO TRA CANI CON DISPLASIA MONOLATERALE E PROTESIZZATI BILATERALMENTE

Siccome i cani protesizzati bilateralmente non possono costituire un'ulteriore classe dal momento che sono solo due, questo confronto viene realizzato per valutare la possibilità di unirli alla classe di cani con displasia monolaterale.

Dunque è stato effettuato un confronto tra gli arti pelvici dei cani appartenenti alle due categorie in questione al tempo T0 e al tempo T180 utilizzando il test di Mann Whitney.

I valori di significatività ottenuti sono riportati di seguito.

	OPERATO (T0)	OPERATO (T180)
PVF	0,800	0,533
PBF	1,000	0,800
PPF	1,000	0,800
VI	0,533	0,267
ВІ	1,000	0,533
PI	0,533	0,800
%PVF	0,533	0,267
Tempo di appoggio	0,800	0,267
% frenata	0,533	0,533
% propulsione	0,533	0,533
Lunghezza del passo	0,800	0,800
Tempo del passo	0,533	0,133

		1
	CONTROLATERALE (T0)	CONTROLATERALE (T180)
PVF	1,000	0,800
PBF	0,267	0,800
PPF	0,533	0,267
VI	0,133	0,133
ВІ	0,533	0,800
PI	0,533	0,800
%PVF	0,800	0,533
Tempo di appoggio	0,667	0,533
% frenata	0,800	0,267
% propulsione	0,800	0,267
Lunghezza del	1,000	0,800
passo	1,000	0,000
Tempo del	0,667	0,400
passo	2,30,	2,100

Siccome nessuna delle variabili risulta essere significativa si può assumere che il comportamento assunto dall'arto operato e dal suo controlaterale nel caso di cani con displasia monolaterale e doppiamente protesizzati sia comparabile.

A tal proposito viene creata un'ulteriore classe che prevede l'unione dei cani con displasia monolaterale e dei cani protesizzati bilateralmente. In questo modo si forma una classe contenente un numero di elementi sufficiente per potervici applicare delle indagini statistiche come ad esempio il test di Wilcoxon, al contrario della sola classe di cani protesizzati bilateralmente che sono solo due.

4.3 RISULTATI DEL TEST DI WILCOXON

TUTTI I CANI DELLO STUDIO

Applicando il test di Wilcoxon tra il tempo T0 e T180 all'intero campione di cani si ottengono i seguenti valori di significatività:

	OPERATO	0,071
УF	CONTROLATERALE	0,735
٩	ANT. IPSILATERALE	1,000
	ANT. CONTROLAT.	0,146
	OPERATO	1,000
PBF	CONTROLATERALE	0,127
3	ANT. IPSILATERALE	0,542
	ANT. CONTROLAT.	0,251
	OPERATO	0,033
эрЕ	CONTROLATERALE	0,455
<u>a</u>	ANT. IPSILATERALE	0,542
	ANT. CONTROLAT.	0,305
	OPERATO	0,0005
>	CONTROLATERALE	0,839
	ANT. IPSILATERALE	0,244
	ANT. CONTROLAT.	0,376
	OPERATO	0,077
	CONTROLATERALE	0,110
===	001111102111211112	0,110
BI	ANT. IPSILATERALE	0,127
18		
I8	ANT. IPSILATERALE	0,127
	ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT.	0,127 0,376
PI BI	ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO	0,127 0,376 0,068

Con il colore giallo sono messi in evidenza i valori significativi (minori di 0,05).

	1	
; 0	OPERATO	0,035
po (CONTROLATERALE	0,225
Tempo di appoggio	ANT. IPSILATERALE	0,354
e L	ANT. CONTROLAT.	0,554
di	OPERATO	0,635
ηρο nata	CONTROLATERALE	0,191
% Tempo di Frenata	ANT. IPSILATERALE	0,168
%	ANT. CONTROLAT.	0,542
di ne	OPERATO	0,635
% Tempo di Propulsione	CONTROLATERALE	0,191
Ten	ANT. IPSILATERALE	0,168
% Pr	ANT. CONTROLAT.	0,542
	OPERATO	0,146
% PVF	CONTROLATERALE	0,542
%	ANT. IPSILATERALE	0,273
	ANT. CONTROLAT.	0,787
za 0	OPERATO	0,497
unghezza del passo	CONTROLATERALE	0,305
d lə	ANT. IPSILATERALE	0,191
p II	ANT. CONTROLAT.	0,414
e	OPERATO	0,424
mpo d	CONTROLATERALE	0,250
empo del passo	ANT. IPSILATERALE	0,422
) I	ANT. CONTROLAT.	0,384
	Velocità	0,685

SI_PVF	TORACICO	0,839
31_PVF	PELVICO	0,376
SI PBF	TORACICO	0,376
31_PBF	PELVICO	0,376
כן סטר	TORACICO	1,000
SI_PPF	PELVICO	0,040
SI VI	TORACICO	0,305
31_V1	PELVICO	0,0002
CI DI	TORACICO	0,839
SI_BI	PELVICO	1,000
SI PI	TORACICO	0,946
31_P1	PELVICO	0,017

CANI CON DISPLASIA MONOLATERALE

Eseguendo lo stesso test considerando solo i cani con displasia monolaterale (quattro) si ottengono i seguenti risultati:

OPERATO	0,375
CONTROLATERALE	0,625
ANT. IPSILATERALE	0,250
ANT. CONTROLAT.	0,250
OPERATO	0,625
CONTROLATERALE	0,875
ANT. IPSILATERALE	0,875
ANT. CONTROLAT.	0,875
OPERATO	0,250
CONTROLATERALE	0,125
ANT. IPSILATERALE	0,125
ANT. CONTROLAT.	0,125
OPERATO	0,125
CONTROLATERALE	0,125
ANT. IPSILATERALE	0,875
ANT. CONTROLAT.	0,875
OPERATO	0,625
CONTROLATERALE	0,875
ANT. IPSILATERALE	0,375
ANT. CONTROLAT.	0,625
OPERATO	0,125
CONTROLATERALE	0,125
ANT. IPSILATERALE	0,500
ANT. CONTROLAT.	0,125
	CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE

SI_PVF	TORACICO	0,375
	PELVICO	0,875
SI PBF	TORACICO	1,000
JI_F DI	PELVICO	1,000
SI PPF	TORACICO	0,875
31_FFF	PELVICO	0,875
SI VI	TORACICO	0,375
31_V1	PELVICO	0,125
SI_BI	TORACICO	0,375
	PELVICO	0,875
SI_PI	TORACICO	1,000
	PELVICO	0,875

ODEDATO	
OPERATO	0,500
CONTROLATERALE	0,750
ANT. IPSILATERALE	1,000
ANT. CONTROLAT.	1,000
OPERATO	1,000
CONTROLATERALE	0,375
ANT. IPSILATERALE	0,875
ANT. CONTROLAT.	0,375
OPERATO	1,000
CONTROLATERALE	0,375
ANT. IPSILATERALE	0,875
ANT. CONTROLAT.	0,375
OPERATO	0,375
CONTROLATERALE	0,875
ANT. IPSILATERALE	0,625
ANT. CONTROLAT.	0,375
OPERATO	0,375
CONTROLATERALE	0,250
ANT. IPSILATERALE	0,625
ANT. CONTROLAT.	0,375
OPERATO	0,750
CONTROLATERALE	0,875
ANT. IPSILATERALE	0,875
ANT. CONTROLAT.	1,000
Velocità	0,375
	ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. CONTROLAT. OPERATO CONTROLATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE ANT. IPSILATERALE

CANI CON DISPLASIA BILATERALE

Analogamente a quanto effettuato per i cani con displasia monolaterale, è stato utilizzato il test di Wilcoxon per confrontare il tempo T0 e T180 dei sette cani aventi displasia bilaterale. I valori di significatività ottenuti sono riportati nelle seguenti tabelle.

Con il colore giallo sono state messe in evidenza le variabili che sono risultate essere significative.

PVF	OPERATO	0,469
	CONTROLATERALE	0,469
	ANT. IPSILATERALE	0,078
	ANT. CONTROLAT.	0,938
	OPERATO	0,734
PBF	CONTROLATERALE	0,375
P	ANT. IPSILATERALE	0,813
	ANT. CONTROLAT.	0,469
	OPERATO	0,578
эрг	CONTROLATERALE	0,016
PF	ANT. IPSILATERALE	0,297
	ANT. CONTROLAT.	0,688
	OPERATO	0,031
>	CONTROLATERALE	0,031
	ANT. IPSILATERALE	0,938
	ANT. CONTROLAT.	0,813
	OPERATO	0,344
BI	CONTROLATERALE	0,297
B	ANT. IPSILATERALE	0,813
	ANT. CONTROLAT.	0,375
Id	OPERATO	0,938
	CONTROLATERALE	0,016
	ANT. IPSILATERALE	1,000
	ANT. CONTROLAT.	0,578

SI_PVF	TORACICO	0,469
	PELVICO	0,297
CL DDE	TORACICO	0,578
SI_PBF	PELVICO	0,688
SI_PPF	TORACICO	0,938
	PELVICO	0,016
CL M	TORACICO	1,000
SI_VI	PELVICO	0,016
SI_BI	TORACICO	0,813
	PELVICO	0,813
SI_PI	TORACICO	0,938
	PELVICO	0,016

Tempo di appoggio	OPERATO	0,219
	CONTROLATERALE	0,266
	ANT. IPSILATERALE	0,688
L 0	ANT. CONTROLAT.	0,563
. <u></u>	OPERATO	0,219
Tempo Frenata	CONTROLATERALE	0,016
% Tempo di Frenata	ANT. IPSILATERALE	0,219
%	ANT. CONTROLAT.	0,219
di ne	OPERATO	0,219
% Tempo di Propulsione	CONTROLATERALE	0,016
Ten	ANT. IPSILATERALE	0,219
% <u>P</u>	ANT. CONTROLAT.	0,219
	OPERATO	0,219
PVF	CONTROLATERALE	0,297
%	ANT. IPSILATERALE	0,578
	ANT. CONTROLAT.	0,688
del	OPERATO	0,688
Lunghezza de passo	CONTROLATERALE	0,938
ighe pa	ANT. IPSILATERALE	0,938
Lu	ANT. CONTROLAT.	0,813
Fempo del passo	OPERATO	0,984
	CONTROLATERALE	0,656
emp	ANT. IPSILATERALE	0,781
Ĕ	ANT. CONTROLAT.	0,688
	Velocità	0,938

CANI CON DISPLASIA MONOLATERALE UNITI AI CANI PROTESIZZATI BILATERALMENTE

Siccome con il test statistico di Mann Whitney i cani con displasia monolaterale non sono risultati essere significativamente differenti dai cani protesizzati bilateralmente, né al tempo iniziale né sul lungo periodo, si sono potute unire queste due categorie.

Su questa nuova classe è stato eseguito il test di Wilcoxon per mostrare eventuali differenze statistiche tra il tempo T0 e il tempo T180, che nelle tabelle sottostanti sono evidenziate con il colore giallo.

PVF	OPERATO	0,156
	CONTROLATERALE	0,313
	ANT. IPSILATERALE	0,156
	ANT. CONTROLAT.	0,063
	OPERATO	0,844
PBF	CONTROLATERALE	0,438
Ы	ANT. IPSILATERALE	0,438
	ANT. CONTROLAT.	0,563
	OPERATO	0,063
ЭРЕ	CONTROLATERALE	0,031
4	ANT. IPSILATERALE	0,031
	ANT. CONTROLAT.	0,063
	OPERATO	0,031
5	CONTROLATERALE	0,031
_	ANT. IPSILATERALE	0,219
	ANT. CONTROLAT.	0,313
	OPERATO	0,219
BI	CONTROLATERALE	0,438
ш	ANT. IPSILATERALE	0,094
	ANT. CONTROLAT.	1,000
Ы	OPERATO	0,031
	CONTROLATERALE	0,156
	ANT. IPSILATERALE	0,125
	ANT. CONTROLAT.	0,219

Tempo di appoggio	OPERATO	0,125
	CONTROLATERALE	0,875
	ANT. IPSILATERALE	0,375
a –	ANT. CONTROLAT.	0,875
di	OPERATO	0,844
ηρο nata	CONTROLATERALE	0,688
% Tempo di Frenata	ANT. IPSILATERALE	0,563
	ANT. CONTROLAT.	0,688
% Tempo di Propulsione	OPERATO	0,844
% Tempo di Propulsione	CONTROLATERALE	0,688
Ten	ANT. IPSILATERALE	0,563
% Pr	ANT. CONTROLAT.	0,688
	OPERATO	0,563
% PVF	CONTROLATERALE	0,688
%	ANT. IPSILATERALE	0,438
	ANT. CONTROLAT.	0,563
del	OPERATO	0,156
ghezza passo	CONTROLATERALE	0,063
Lunghezza del passo	ANT. IPSILATERALE	0,156
Lun	ANT. CONTROLAT.	0,094
- la	OPERATO	0,438
Tempo del passo	CONTROLATERALE	0,406
	ANT. IPSILATERALE	0,438
	ANT. CONTROLAT.	0,563
	Velocità	0,563
<u> </u>		

SI_PVF	TORACICO	0,844
	PELVICO	1,000
SI_PBF	TORACICO	0,563
	PELVICO	0,563
SI_PPF	TORACICO	1,000
	PELVICO	0,688
SI VI	TORACICO	0,156
31_V1	PELVICO	0,031
SI_BI	TORACICO	0,438
	PELVICO	1,000
SI_PI	TORACICO	1,000
	PELVICO	0,563

4.4 RISULTATI DEL TEST DI FRIEDMAN

Il test di Friedman è applicabile solo ai pazienti che possiedono le acquisizioni al tempo T0, T30 e T180. Tra tutti i tredici soggetti dello studio solo sei di essi possedevano questi requisiti e si è notato che cinque di essi rientravano nella categoria di cani soggetti a displasia d'anca bilaterale.

Dunque, si è scelto di applicare questo tipo di indagine statistica a questa classe di cani, escludendo i pazienti Longagna Bernie e Pellegrini Omero perché non possiedono le acquisizioni effettuate a trenta giorni dall'intervento chirurgico ed escludendo Cancian Nero (riferito all'anca destra) perché appartenente alla classe di cani protesizzati bilateralmente.

Anche in questo caso sono state riportate con il colore giallo le variabili significative.

	OPERATO	0,247
PVF		
	CONTROLATERALE	0,819
	ANT. IPSILATERALE	0,247
	ANT. CONTROLAT.	1,000
	OPERATO	0,247
PBF	CONTROLATERALE	0,819
4	ANT. IPSILATERALE	0,549
	ANT. CONTROLAT.	0,819
	OPERATO	0,819
PPF	CONTROLATERALE	0,015
4	ANT. IPSILATERALE	0,819
	ANT. CONTROLAT.	0,165
	OPERATO	0,076
5	CONTROLATERALE	0,247
>	ANT. IPSILATERALE	0,549
	ANT. CONTROLAT.	0,819
	OPERATO	0,549
<u></u>	CONTROLATERALE	0,549
	ANT. IPSILATERALE	0,247
	ANT. CONTROLAT.	0,449
	OPERATO	0,819
⊒	CONTROLATERALE	0,015
<u>a</u>	ANT. IPSILATERALE	0,449
	ANT. CONTROLAT.	0,247

Tempo di appoggio	OPERATO	0,678
	CONTROLATERALE	0,211
	ANT. IPSILATERALE	0,196
	ANT. CONTROLAT.	0,692
di	OPERATO	0,549
% Tempo di Frenata	CONTROLATERALE	0,022
Ten Frer	ANT. IPSILATERALE	0,504
%	ANT. CONTROLAT.	0,247
di ne	OPERATO	0,549
% Tempo di Propulsione	CONTROLATERALE	0,022
Ten	ANT. IPSILATERALE	0,504
% Pr	ANT. CONTROLAT.	0,449
	OPERATO	0,247
PVF	CONTROLATERALE	0,549
%	ANT. IPSILATERALE	0,449
	ANT. CONTROLAT.	0,819
del	OPERATO	0,819
ghezza passo	CONTROLATERALE	0,449
Lunghezza del passo	ANT. IPSILATERALE	0,819
Lun	ANT. CONTROLAT.	0,819
Fempo del passo	OPERATO	0,819
	CONTROLATERALE	0,819
emp pat	ANT. IPSILATERALE	0,549
<u> </u>	ANT. CONTROLAT.	0,692
	Velocità	0,819

SI_PVF	TORACICO	0,819
31_242	PELVICO	0,074
SI PBF	TORACICO	0,819
31_FBF	PELVICO	0,819
SI PPF	TORACICO	0,819
JI_FFF	PELVICO	0,091
SI VI	TORACICO	1,000
31_V1	PELVICO	0,074
CI DI	TORACICO	1,000
SI_BI	PELVICO	1,000
SI PI	TORACICO	0,819
31_P1	PELVICO	0,074

In particolare:

- Il picco e l'impulso di forza di propulsione (PPF, PI) dell'arto posteriore controlaterale sono significativi grazie al confronto tra T0 e T180 per il quale il valore di significatività è p= 0,0123.
- Le percentuali del tempo di appoggio dell'arto posteriore controlaterale speso in frenata e propulsione sono significative grazie al confronto tra T0 e T180 per il quale il valore di significatività è p=0,0307.

I risultati ottenuti per la classe di cani soggetti a displasia bilaterale ottenuti con il test di Wilcoxon e con il test di Friedman non sono esattamente identici dal momenti che il campione di cani indagati non è lo stesso ma in ogni caso si possono riconoscere delle analogie: le quattro variabili risultate essere significative nel test di Friedman lo erano anche per il test di Wilcoxon, infatti nel test di Friedman la significatività è dovuta al confronto tra i tempi TO e T180, gli stessi indagati con il test di Wilcoxon.

4.5 RISULTATI DELLA DIFFERENZA DELLE MEDIE

TUTTI I CANI DELLO STUDIO

Nella seguente tabella sono riportate le percentuali di cani che hanno riscontrato un aumento delle variabili riportate sulle righe. Lungo le colonne sono riportati i quattro arti.

In grassetto sono messi in evidenza i valori di percentuale più vicini al 100% o allo 0%, che quindi sono quelli che identificano un comportamento assunto dalla maggior parte dei cani.

	POSTERIORE	POSTERIORE ANTERIORE		ANTERIORE	
	OPERATO	CONTROLATERALE IPSILATERALE		CONTROLATERALE	
PVF	69,23	46,15	46,15	69,23	
PBF	53,85	38,46	38,46	38,46	
PPF	61,54	46,15	69,23	61,54	
VI	92,31	53,85	69,23	69,23	
ВІ	30,77	38,46	30,77	46,15	
PI	69,23	38,46	61,54	53,85	
Tempo di appoggio	69,23	30,77	53,85	53,85	
% Tempo speso in Frenata	61,54	69,23	69,23	53,85	
% Tempo speso in Propulsione	38,46	30,77	30,77	46,15	
% PVF sulle zampe	53,85	30,77	46,15	53,85	
Lunghezza del passo	61,54	69,23	61,54	69,23	
Tempo del passo	61,54	69,23	61,54	61,54	
Velocità	53,85				

CANI CON DISPLASIA MONOLATERALE

Anche in questa tabella viene riportata la percentuale di cani che hanno mostrato un aumento della variabile riportata sulla sinistra.

In questo caso, siccome i cani con displasia monolaterale sono solamente quattro, la differenza delle medie perde un po' di significato.

L'unico aspetto che risulta importante da evidenziare è quando tutti i cani assumono uno stesso comportamento (100% o 0%), riportato in grassetto nella tabella.

	POSTERIORE OPERATO	POSTERIORE CONTROLATERALE	ANTERIORE IPSILATERALE	ANTERIORE CONTROLATERALE
PVF	75	50	75	75
PBF	50	50	25	50
PPF	75	100	100	100
VI	100	100	75	75
BI	25	50	25	75
PI	100	100	50	100
Tempo di appoggio	50	25	50	50
% Tempo speso in Frenata	50	25	75	25
% Tempo speso in Propulsione	50	75	25	75
% PVF	75	25	25	25
Lunghezza del passo	75	75	50	75
Tempo del passo	75	75	75	50
Velocità		75		

CANI CON DISPLASIA BILATERALE

Anche in questo caso, il fatto di avere solo sette cani appartenenti a questa classe, rende poco rilevante le percentuali di cani che assumono un determinato comportamento in relazione ad una specifica variabile.

Nuovamente sono stati messi in evidenza unicamente i comportamenti assunti dall'intera classe (100% e 0%).

	POSTERIORE OPERATO	POSTERIORE CONTROLATERALE	ANTERIORE IPSILATERALE	ANTERIORE CONTROLATERALE
PVF	57,14	28,57	28,57	57,14
PBF	57,14	42,86	57,14	42,86
PPF	42,86	0,00	42,86	42,86
VI	71,43	14,29	57,14	57,14
BI	42,86	42,86	42,86	42,86
PI	42,86	0,00	57,14	28,57
Tempo di appoggio	71,43	28,57	42,86	57,14
% Tempo speso in Frenata	85,71	100,00	71,43	71,43
% Tempo speso in Propulsione	14,29	0,00	28,57	28,57
% PVF	57,14	14,29	57,14	71,43
Lunghezza del passo	42,86	57,14	57,14	57,14
Tempo del passo	42,86	57,14	42,86	57,14
Velocità		57,14		

CANI CON DISPLASIA MONOLATERALE UNITI AI CANI PROTESIZZATI BILATERALMENTE

Ancora una volta sono stati messi in evidenza unicamente i comportamenti assunti dall'intero gruppo di cani.

Osservando le differenze con i soli cani con displasia monolaterale si può individuare l'impatto che i due cani protesizzati bilateralmente hanno avuto sul gruppo.

	POSTERIORE OPERATO	POSTERIORE CONTROLATERALE	ANTERIORE IPSILATERALE	ANTERIORE CONTROLATERALE	
PVF	83,33	66,67	66,67	83,33	
PBF	50,00	33,33	16,67	33,33	
PPF	83,33	100,00	100,00	83,33	
PVI	100,00	100,00	83,33	83,33	
PBI	16,67	33,33	16,67	50,00	
PPI	100,00	83,33	66,67	83,33	
Tempo di appoggio	66,67	33,33	66,67	50,00	
% Tempo speso in					
Frenata	33,33	33,33	66,67	33,33	
% Tempo speso in					
Propulsione	66,67	66,67	33,33	66,67	
% PVF	50,00	50,00	33,33	33,33	
Lunghezza del passo	83,33	83,33	66,67	83,33	
Tempo del passo	83,33	83,33	83,33	66,67	
Velocità		50,00			

4.6 RISULTATI DELL'ANALISI DELLA VARIANZA

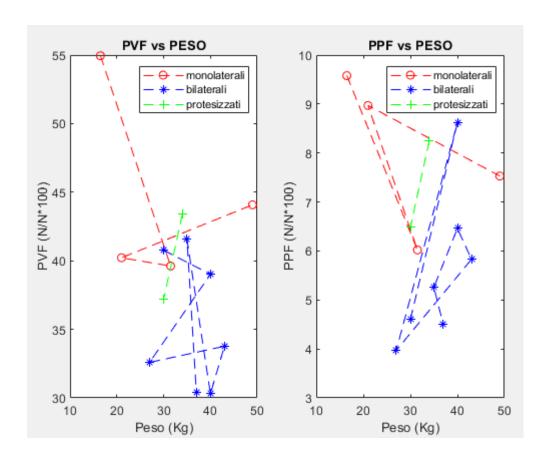
FATTORI FISICI

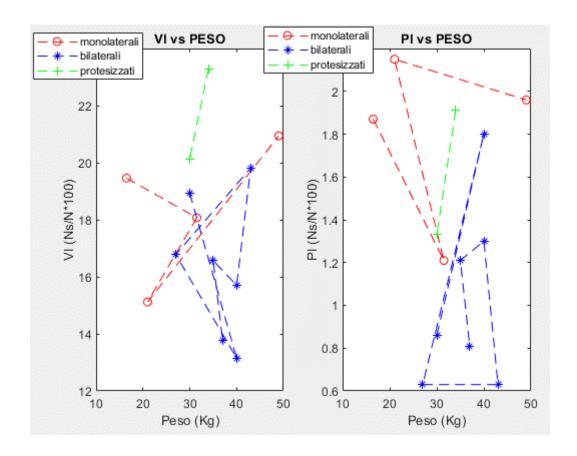
I risultati dell'analisi della varianza univariata (una variabile dipendente) a tre fattori (peso, età e displasia) sono i seguenti:

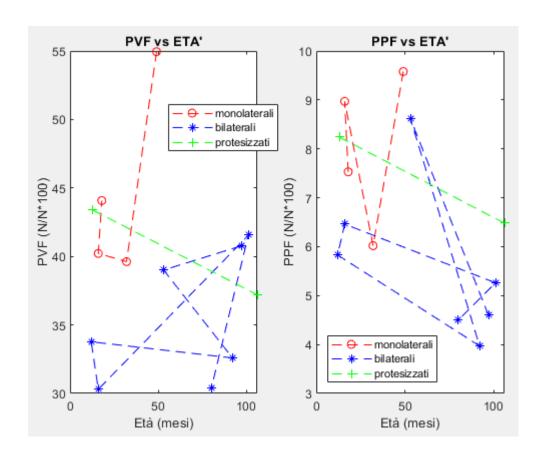
	Peso	Età	Displasia	Peso + Età	Peso + Controlaterale	Età + Controlaterale	Peso + Età + Controlaterale
PVF	0,107	0,496	0,143	0,399	0,803	0,210	0,283
VI	0,592	0,619	0,416	0,224	0,152	0,146	0,122
PPF	0,673	0,195	0,480	0,042	0,109	0,017	0,145
PI	0,817	0,599	0,295	0,103	0,144	0,054	0,214

Con il colore giallo sono state messe in evidenza le variabili significative.

È anche possibile visualizzare i risultati dell'influenza del peso e dell'età attraverso dei grafici nei quali i simboli associati ad ogni cane sono uniti a quelli della stessa categoria per indicare visivamente l'area interessata da quella classe.







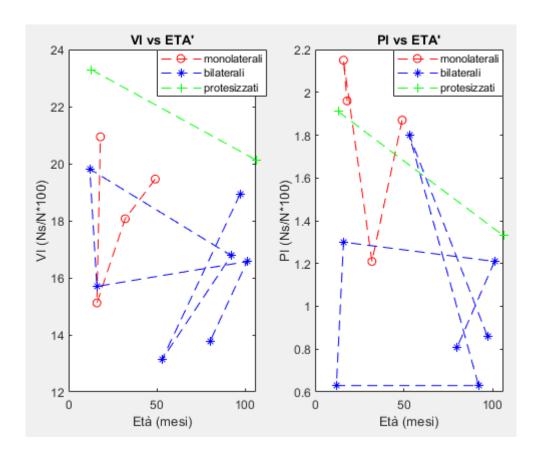


Fig17: Grafici raffiguranti quattro variabili cinetiche (picco e impulso di forza verticale e di propulsione) in funzione del peso (prime due immagini) e dell'età dei cani (seconde due immagini).

Con il colore rosso sono messi in evidenza i cani con displasia monolaterale, con il colore blu i cani con displasia bilaterale e con il colore verde i cani protesizzati bilateralmente.

5. DISCUSSIONE

ACQUISIZIONE DEI DATI

Dato che questa tesi si occupa di effettuare un follow-up su lungo periodo non è stato possibile realizzare in prima persona le acquisizioni tramite la pedana di forza, dal momento che tutti i tempi iniziali, quelli intermedi e molti dei tempi finali erano già stati acquisiti prima della mia assegnazione a questo progetto.

Per apprendere il protocollo di analisi ho avuto ad ogni modo la possibilità di assistere alle acquisizioni effettuate su Animalissimi Raoul a due anni dall'intervento e a quelle relative al tempo iniziale del paziente Pellegrini Omero che a Dicembre 2018 è stato operato all'anca sinistra (nella tesi i suoi dati sono riferiti alla prima operazione effettuata sull'anca destra).

Per questo motivo una delle prime problematiche affrontate è stata quella di dover lavorare con delle acquisizioni non sempre corrette.

Nelle cartelle di dati che mi sono state inviate erano presenti generalmente cinque prove relative al lato destro del corpo e altrettante relative al lato sinistro. Il problema risiedeva nel fatto che, andando a ispezionare con attenzione i dati e i filmati, molte prove sono risultate essere da scartare.

Nonostante il protocollo di analisi ammetta il salvataggio delle pedane anche se una sola risulta essere valida, a mio giudizio ho ritenuto che in alcune acquisizioni nessuna delle due meritasse di essere salvata per diversi motivi: nella maggior parte dei casi capitava che il cane appoggiasse la zampa sui bordi o che ci fosse un doppio appoggio di entrambi i lati del corpo. In altri casi, più rari, capitava che le acquisizioni iniziassero mentre il cane stava già effettuando il contatto con la pedana di forza, quindi eventualmente era ancora possibile individuare il picco di forza ma non l'impulso né il tempo di appoggio, che sono variabili che si volevano calcolare.

Il fatto di dover scartare delle ulteriori acquisizioni ha avuto come conseguenza che in alcuni casi le variabili calcolate siano state ottenute come media di poche prove, quindi non risultano essere sufficientemente esaustive per descrivere la condizione reale del paziente in quel momento. Ad esempio, uno dei casi più rilevanti è Cancian Nero che per la protesi dell'anca destra ha per tutti e quattro i tempi di indagine (T0, T30, T60 e T180) una media di 2/3 prove per lato. È logico che mediando solo due prove l'incertezza associata è altissima.

Una seconda problematica è data dal fatto che a volte la camminata dei cani non è stata totalmente spontanea. Perché una prova sia valida, i soggetti devono appoggiare solo gli arti relativi ad un lato del corpo sulle pedane di forza e questo li obbliga a camminare perfettamente in linea retta. Dal momento che non sempre è facile, per far sì che i cani camminino nel modo corretto capita che vengano tirati al guinzaglio per dar loro la direzionalità necessaria o che vengano un po' accompagnati sugli arti posteriori. Questo potrebbe avere effetti sulla naturalità del cammino e di conseguenza anche sui dati ottenuti.

Sempre in relazione all'acquisizione dei dati si è notato che il peso corporeo del cane viene registrato solo al tempo iniziale, dunque non è possibile tenere conto di eventuali variazioni consistenti di peso durante i sei mesi di follow-up. Questo genera un'ulteriore problematica a causa del fatto che il peso viene utilizzato per la normalizzazione dei dati e quindi per far sì che i pazienti possano essere confrontati tra loro.

ANALISI DEL CAMMINO DEI CANI

Per valutare se nel tempo, complessivamente, c'è stato un miglioramento nelle prestazioni dei soggetti in relazione alla camminata si devono prendere in considerazione tutti i cani appartenenti allo studio.

Come è già stato notato in precedenza molti dei cambiamenti nella deambulazione che si riscontrano in un cane soggetto a displasia dell'anca sono generati dalla ridistribuzione del peso corporeo, che prevede uno scaricamento dell'arto dolorante a discapito del controlaterale.

Questo ha effetto sul tempo di appoggio, sui picchi e sugli impulsi, che inizialmente risultano essere molto ridotti sull'arto da operare e molto alti sul controlaterale.

Con il tempo e la guarigione dalla displasia dell'anca ci si aspetta di tornare ad avere un caricamento equilibrato delle zampe e quindi di osservare un aumento delle variabili sopracitate relative all'arto operato e una diminuzione sul controlaterale.

Queste ipotesi sono verificate per quanto riguarda il tempo di appoggio e la forza craniocaudale, considerando la sua distinzione in forza di frenata e propulsione e considerando sia i picchi sia gli impulsi. A sostenere quanto riportato nelle ipotesi c'è sia il valore medio sia la percentuale di cani che hanno assunto un determinato comportamento (differenza delle medie).

Entrando, invece, nel dettaglio di quelle che sono le variabili che non hanno rispettato le ipotesi iniziali notiamo l'**impulso di forza verticale.**

L'arto posteriore controlaterale è diminuito solo nel 46% dei casi ma nonostante meno della metà dei pazienti abbiano diminuito l'impulso, la media risulta essere più bassa al tempo T180 rispetto al tempo T0. La percentuale ottenuta in questo caso non è così rilevante perché, a parte Regis Lola che ha diminuito in modo consistente il suo impulso, gli altri pazienti hanno registrato nel tempo delle variazioni molto piccole che, nonostante questo, ricadono all'interno di una delle due categorie (AUMENTATI / DIMINUITI).

Inoltre, il fatto che questa percentuale sia così vicina al 50% indica che questa evoluzione nel tempo non è così rilevante.

Sempre in relazione all'impulso di forza verticale si è anche notato che l'arto anteriore ipsilaterale sarebbe dovuto diminuire ma sia l'istogramma sia la tabella della differenza delle medie indicano che non è stato così.

Già nella parte introduttiva della tesi si sosteneva che sugli arti toracici non fosse possibile fare delle previsioni esatte sul loro comportamento nel tempo perché la loro variazione dipende dal contesto (taglia, tipo di cane, tipo di patologia, ...), quindi il fatto che gli arti anteriori non verifichino le ipotesi iniziali non è un fattore così penalizzante.

Per quanto riguarda il **picco di forza verticale**, osservando l'istogramma relativo è possibile notare che in realtà entrambi gli arti posteriori hanno evidenziato un incremento mentre ci si aspettava di notarlo solo in quello operato. Prendendo visione, però, anche della tabella relativa alla differenza tra le medie notiamo che effettivamente il picco dell'arto operato è aumentato nel 70% dei pazienti e nell'arto posteriore controlaterale è diminuito nel 54%. Questa informazione ci conferma che effettivamente per più della metà dei cani si ha avuto una diminuzione del picco di forza verticale nell'arto controlaterale.

Osservando nel dettaglio i valori ci si accorge che in realtà la media complessiva di tutti i pazienti al tempo T180 risulta essere molto grande a causa del fatto che uno specifico paziente (Animalissimi Raoul) è passato da un picco al tempo T0 di 30,84 N/N*100 ad un picco al tempo T180 di 63,74 N/N*100. Escludendo questo paziente dalle medie si nota che nell'arto posteriore controlaterale si verifica una leggera diminuzione (da 38,82 N/N*100 a 38,75 N/N*100).

Siccome la distribuzione dei carichi sui quattro arti è calcolata come **percentuale del picco di forza verticale** e siccome si è appena sostenuto che la presenza del paziente Animalissimi Raoul alteri il valore di tale picco sull'arto posteriore controlaterale, allora risulta ovvio aspettarsi che anche la percentuale del picco di forza verticale sull'arto posteriore controlaterale sia errata.

Infatti, dagli istogrammi si nota che per l'arto posteriore controlaterale il valore medio invece di diminuire aumenta leggermente, dal momento che Animalissimi Raoul nel tempo aumenta molto la sua percentuale, passando da 16,12% a 23,82%. Escludendo questo paziente dalle medie si ottiene, infatti, una diminuzione della percentuale del carico portato da quell'arto, passando da 19,69% al tempo T0 a 19,31% al tempo T180.

Osservando la differenza delle medie si nota che, come previsto, nell'arto operato il carico è aumentato nel tempo nel 54% dei soggetti esaminati mentre l'arto controlaterale e ipsilaterale sono diminuiti rispettivamente nel 69% e 54% dei casi. Questa diminuzione è motivata dal fatto che, tornando a caricare l'arto operato in modo corretto, non è più necessario che gli altri arti si facciano carico di peso aggiuntivo.

Complessivamente si può affermare che gli arti pelvici hanno aumentato il carico a cui sono stati sottoposti nel tempo, arrivando fino al 38%, mentre gli arti toracici hanno diminuito il loro carico fino ad arrivare al 62%. La variazione registrata durante il follow-up è pari all'1%.

In relazione alla percentuale di tempo di appoggio speso nella fase di frenata e di propulsione i risultati ottenuti hanno indicato che per gli arti pelvici, per i quali il rapporto ideale tra frenata e propulsione dovrebbe essere 35:65, la fase di frenata risulta essere aumentata sull'arto operato e diminuita sul controlaterale, fino ad ottenere al tempo T180 un equilibrio tra i due valori corrispondente al 41%, di conseguenza la fase di propulsione si è portata al 59%.

Per gli arti toracici, che dovrebbero avere un rapporto frenata:propulsione di 50:50, risulta che nel tempo si sia verificata una variazione dell'1% passando da 56:44 a 57:43.

Dunque l'unico aspetto che è stato verificato è che effettivamente è aumentata la percentuale della fase di frenata a discapito di quella propulsiva.

Tra tutte le variabili calcolate solo tre sono risultate essere significative: il picco di forza di propulsione, l'impulso di forza verticale e il tempo di appoggio. L'aspetto positivo è che queste variabili sono riferite all'arto operato, il che implica che tutte le differenze significative tra il tempo T0 e il tempo T180 sono state riscontrate proprio nell'arto da cui ci si aspettavano dei cambiamenti maggiori.

CANI CON DISPLASIA MONOLATERALE

Anche in questo caso vengono discusse unicamente le variabili che, a prima vista, non risultano essere concordi con le ipotesi iniziali.

Siccome il paziente Animalissimi Raoul appartiene a questa categoria di cani, si porta con sé anche le considerazioni già discusse nel paragrafo precedente: un aumento del **picco di forza verticale** sull'arto posteriore controlaterale e conseguentemente un aumento del carico portato da tale zampa (**percentuale del picco di forza verticale**).

Escludendo tale paziente dalla media si manterrebbe nel tempo un aumento del picco sull'arto operato e un andamento constante sull'arto controlaterale, ottenendo per il tempo T180 dei risultati confrontabili tra loro per i due arti pelvici (41,31 N/N*100 e 43,49 N/N*100). Per la percentuale del picco verticale si assisterebbe comunque ad un aumento del carico sugli arti posteriori, equamente distribuito sui due arti (20% operato e 21% controlaterale).

Un andamento differente dalle ipotesi iniziali si riscontra anche nell'arto posteriore controlaterale in relazione al **picco di forza di propulsione** e agli **impulsi di propulsione e verticale.** In base a quanto riportato dalla letteratura sarebbero dovuti diminuire nel tempo ma invece sono aumentati nel 100% dei cani considerati.

Questo è giustificato dal fatto che sono dovuti aumentare per assecondare il miglioramento riportato dall'arto operato, infatti come si può notare dagli istogrammi per le tre variabili citate al tempo T180 i valori ottenuti per l'arto operato e il suo controlaterale sono circa uguali.

Il tempo di appoggio speso in frenata e propulsione ha mostrato un andamento costante nel tempo per gli arti toracici (55% in frenata e 45% in propulsione), rapporto differente da quanto riportato dalla letteratura. Per gli arti pelvici si è verificata una progressiva diminuzione fino ad arrivare al 35% della fase di frenata e un progressivo aumento della fase di propulsione fino ad arrivare al 65% (percentuali desiderate).

È corretto che il tempo di frenata sia diminuito perché significa che gli arti posteriori riescono nuovamente ad esercitare la spinta necessaria ad affrontare la fase di volo con l'arto che inizialmente era dolorante.

In merito all'analisi statistica nessuna variabile per nessun arto è risultata essere significativa, questo consente di dire che la qualità del movimento prima e dopo l'intervento chirurgico non è cambiata in modo significativo.

CANI CON DISPLASIA BILATERALE

Facendo riferimento alle variabili cinetiche e spazio-temporali calcolate si può dire che hanno tutte verificato le ipotesi iniziali ad eccezione della **percentuale del tempo di appoggio speso in frenata e propulsione** e della velocità.

La percentuale di frenata è aumentata negli arti pelvici, in particolar modo sull'arto controlaterale, fino ad arrivare al 45%. Questa condizione è coerente con il fatto che al tempo T180 si è risolta la condizione patologica solo di una delle due anche, quindi la percentuale di frenata rimane elevata.

Anche negli arti toracici si è manifestata un aumento del 3% della fase di frenata a discapito della fase propulsiva ottenendo un rapporto 59:41 totalmente differente da quello ideale (50:50).

Per quanto riguarda la **velocità** si verifica una diminuzione del suo valore, passando da 0,84 m/s a 0,79 m/s. Anche in questo caso il motivo potrebbe essere ricondotto al fatto che in realtà anche a guarigione ultimata il cane si trova in una condizione patologica.

In relazione all'analisi statistica, invece, sono state evidenziate come variabili significative in entrambi i test effettuati (Wilcoxon e Friedman) quattro variabili riferite all'arto controlaterale: il picco e l'impulso di forza di propulsione e la percentuale di tempo di appoggio speso in frenata e propulsione.

I cani appartenenti a questa categoria, prima dell'intervento chirurgico si trovano in una condizione in cui negli arti pelvici il controlaterale, seppur displasico, si comporta come un riferimento stabile. Nel momento in cui l'anca viene operata è quest'ultima a diventare

l'elemento stabile della coppia, facendo risaltare la displasia sul controlaterale. Questo si manifesta in particolar modo nella sua propulsione.

In realtà è corretto che sull'arto controlaterale il picco e l'impulso della forza di propulsione diminuiscano nel tempo, ma il fatto che questa variazione risulti essere significativa mentre quella dell'operato no implicitamente sostiene che la ricaduta del controlaterale è maggiore del miglioramento dell'operato, e questo è giustificabile con la condizione patologica.

Analogamente sono risultate essere significative anche l'aumento della fase di frenata e la rispettiva diminuzione della fase di propulsione sull'arto controlaterale circa del 7%.

CONFRONTO TRA DISPLASIA MONOLATERALE E BILATERALE

Facendo un confronto tra le variabili cinetiche e spazio-temporali ottenute per le due classi di cani ed evidenziando i comportamenti che risultano essere differenti, salta subito all'occhio la considerazione che è stata fatta per l'arto posteriore controlaterale dei cani displasici monolaterali in merito al picco e l'impulso di propulsione e l'impulso verticale.

Nei monolaterali queste variabili sono aumentate nel 100% dei cani mentre per i bilaterali sono diminuite al 100%, entrambi gli andamenti giustificabili se si tiene conto della classe di appartenenza. Questo, però, implica anche che il recupero che si può ottenere dalle due categorie di cani è differente.

Nella seguente tabella sono riportati i valori relativi all'arto controlaterale al tempo T180:

	MONOLATERALI	BILATERALI
Picco di forza di propulsione (N/N*100)	8,43	5,09
Impulso di forza di propulsione (Ns/N*100)	18,49	14,91
Impulso di forza verticale (Ns/N*100)	1,72	0,94

In realtà queste tre variabili sono state prese ad esempio perché sono quelle che sono risultate avere un comportamento differente tra monolaterali e bilaterali ma si verifica per tutte le variabili il fatto che nei cani monolaterali si ottengono valori più alti e quindi variazioni nel tempo maggiori.

Questo è confermato anche dall'analisi statistica effettuata per confrontare le due classi di cani (test di Mann Whitney): al tempo TO non era presente alcuna differenza statistica né sull'arto operato né sul controlaterale, ad indicare il fatto che la condizione di partenza può ritenersi la stessa dal momento che anche i cani monolaterali presenteranno delle anomalie del cammino a causa della ridistribuzione dei carichi e della compensazione.

La comparsa di differenze statistiche al tempo T180 indica che i risultati finali per le due classi di cani sono differenti e le variabili cinetiche permettono di stabilire che le prestazioni sui cani con displasia monolaterale sono migliori.

CONSIDERAZIONI SULL'ARTO POSTERIORE OPERATO E SUL CONTROLATERALE

Come appena accennato e come dimostrato dalla statistica, i valori delle variabili cinetiche e spazio-temporali al tempo TO non sono significativamente differenti tra i cani con displasia monolaterale e displasia bilaterale, questo suggerisce che le due classi di soggetti possano essere considerate inizialmente come confrontabili.

Le differenze statistiche compaiono confrontando i due gruppi al tempo T180, sia sull'arto operato sia sul suo controlaterale.

Per quanto riguarda l'arto operato le differenze si manifestano in relazione alla forza di propulsione (picco e impulso).

	MONOLATERALI		BILATERALI	
	T0	T180	TO	T180
Picco di forza di propulsione (N/N*100)	5,27	8,03	5,00	5,61
Impulso di forza di propulsione (Ns/N*100)	1,07	1,80	0,95	1,03

Si può notare che, a conferma di quello che si sosteneva prima, le variabili iniziano indicativamente dallo stesso valore ma hanno una variazione più o meno consistente nel tempo.

Questo implica che anche l'arto operato, che preso singolarmente dovrebbe comportarsi alla stessa maniera indipendentemente dalla classe di appartenenza, subisce l'influenza del controlaterale, modificando le sue prestazioni per mantenere una sorta di equilibrio tra gli arti pelvici.

Per quanto riguarda il **controlaterale** vengono riportate nella seguente tabella le variabili che sono risultate essere significativamente differenti tra le due categorie di cani:

	MONOLATERALI		BILATERALI	
	T0	T180	T0	T180
Picco di forza verticale (N/N*100)	40,63	48,55	37,00	35,84
Impulso di forza verticale (Ns/N*100)	16,41	18,49	17,93	14,91
Impulso di forza di propulsione (Ns/N*100)	1,32	1,72	1,61	0,94
Percentuale del picco di forza verticale (%)	20,47	21,63	18,89	18,53

Si nota che i valori iniziali non sono più così simili come sull'arto operato ma in ogni caso non così diversi da far sì che la differenza sia statisticamente rilevante. Quello che invece si vede anche ad occhio è che, confrontando i valori a T180 le differenze sono anche molto elevate.

Per quanto riguarda il picco di forza verticale e conseguentemente la sua percentuale si è già detto che il valor medio dei cani con displasia monolaterale è alterato da Animalissimi Raoul che stravolge i valori: ad esempio escludendolo il picco di forza verticale al tempo T180 passerebbe da 48,55 N/N*100 a 43,89 N/N*100. Questo giustifica la significatività di queste due variabili.

CANI CON DISPLASIA PROTESIZZATA BILATERALMENTE

Questa classe di cani non può essere considerata a tutti gli effetti un terzo elemento di confronto a causa del ridotto numero di soggetti che ne fanno parte (due), dunque su di essa non è stato neanche possibile applicare l'analisi statistica con il test di Wilcoxon.

L'unico tipo di considerazione che si può effettuare è ipotizzare di unire questi cani con quelli con displasia monolaterale dal momento che entrambe le classi, a seguito dell'intervento, dovrebbero ottenere entrambi gli arti pelvici in buone condizioni e in grado di fornire ottime prestazioni.

Per poter effettuare questo confronto si sono messi a paragone i due campioni sia al tempo T0 sia al tempo T180, operando distintamente su entrambi gli arti pelvici. Il risultato dell'analisi statistica con il test di Mann Whitney ha stabilito l'assenza di variabili significative, ciò implica che le due classi assumono nel tempo un cambiamento similare in quanto presentano un'evoluzione sufficientemente simile.

Grazie a questo risultato è possibile, allora, creare una nuova classe che prevede l'unione dei cani con displasia monolaterale e protesizzati bilateralmente.

Per quanto riguarda le variabili cinetiche e spazio-temporali si sono modificate nel tempo analogamente a quanto succedeva per la classe monolaterale. A seguito di questa unione è stata anche riproposta l'analisi statistica con il test di Wilcoxon per evidenziare le differenze tra il tempo T0 e T180.

Al contrario di quanto succedeva per la classe di soli cani con displasia monolaterale, in questo caso compaiono delle differenze statistiche, in particolare:

- Picco di forza di propulsione e impulso verticale sull'arto controlaterale: come per la classe dei monolaterali sarebbero dovute diminuire invece sono aumentate per assecondare il miglioramento dell'arto operato, portandosi ad ottenere al tempo T180 dei risultati comparabili tra i due arti posteriori.
- Gli impulsi di forza verticale e di propulsione sull'arto operato che sono aumentati come da ipotesi nel 100% dei cani.

La comparsa di queste variabili significative ha permesso di mettere in luce ancora una volta come siano sensibili la forza verticale e la forza di propulsione alla condizione di salute dei cani.

INDICI DI SIMMETRIA

Un altro strumento per confrontare l'arto operato e il suo controlaterale sono gli **indici di simmetria**, ma per poter fare delle considerazioni su di essi bisogna prima accennare ad una problematica riscontrata durante lo studio, che è generata dal fatto che le pedane di forza sono poste in serie e non in parallelo. In questo modo è possibile acquisire solo un lato del corpo per volta e ciò ha due conseguenze principali:

- Può capitare che non si abbia lo stesso numero di acquisizioni buone per entrambi i lati del corpo, costringendo a scartare in modo casuale delle acquisizioni che in realtà sono buone.
- 2) Quando si confrontano i due lati del corpo si stanno mettendo a paragone due passi che fisicamente sono stati effettuati in istanti temporali totalmente diversi, magari anche molto distanti tra loro, includendo la possibilità che nel frattempo siano intervenuti altri fenomeni, come ad esempio l'affaticamento o l'adattamento all'ambiente di laboratorio.

Per ogni paziente e per ogni variabile (tre picchi e tre impulsi) l'indice di simmetria è stato calcolato prova per prova e poi ne è stato ricavato il valore medio, da qui nasce l'importanza delle due conseguenze.

Ad esempio, il paziente Centola Achille riporta al tempo iniziale tre prove valide per il lato destro del corpo e sette per il lato sinistro. Ciò significa che, calcolando gli indici di simmetria prova per prova, potrò confrontare il primo valore destro con il primo valore sinistro e così via. Questi accoppiamenti, però, sono casuali e motivati dal fatto che, per caso, entrambi i valori ricoprono lo stesso posto nelle rispettive colonne. Inoltre, questa situazione mi impone di poter calcolare gli indici di simmetria solo per le prime tre prove, dal momento che non si hanno poi a disposizione altri valori per il lato destro, costringendomi a scartare più della metà dei valori buoni per il lato sinistro. Il valore finale di indice di simmetria si ottiene come media dei tre calcolati prova per prova. È probabile che se avessi invertito i valori da scartare con quelli da tenere del lato sinistro avrei ottenuto un valore finale diverso.

In ultimo, osservando i valori ottenuti prova per prova non si riconosce un trend ma sembra che i valori siano sconnessi tra loro. Questo fa sì che il valore finale dell'indice di simmetria possa essere prossimo allo zero grazie al fatto di essere media di valori positivi e negativi anche molto elevati.

La confusione che caratterizza i risultati ottenuto con gli indici di simmetria la si può notare anche negli istogrammi, facendo caso a quanto siano elevate le deviazioni standard.

Con molta probabilità questo tipo di risultato può essere causato dal fatto che, come detto in precedenza, con gli indici di simmetria non si sta confrontando lo stesso passo ma un valore destro e uno sinistro che, per caso, sono stati associati.

Per tutti questi motivi gli indici di simmetria non possono ritenersi totalmente attendibili.

TUTTI I CANI DELLO STUDIO

Gli indici di simmetria calcolati sull'intero campione di cani che hanno partecipato allo studio non sono buoni.

Il picco di forza verticale, di forza di propulsione, l'impulso di forza verticale e di forza di frenata diminuiscono nel tempo ma rimangono comunque molto distanti da una condizione di simmetria ideale.

In particolare, poi, il picco di forza di propulsione e l'impulso verticale cambiano anche di segno, ma questo è solo indice del fatto che i valori relativi all'arto operato diventano maggiori di quelli relativi al controlaterale (in segno è dato dalla formula utilizzata).

Totalmente negativo è il risultato ottenuto dal picco di forza di frenata, che è aumentato nel tempo, e dall'impulso di forza di propulsione che di fatto ha solo cambiato il segno ma non ha variato l'asimmetria tra i due lati del corpo.

Oltre alle considerazioni riportate in relazione al metodo di calcolo degli indici di simmetria, sicuramente incide su questi risultati così poco soddisfacenti il fatto che vengano considerati nello stesso campione i cani con displasia monolaterale e bilaterale, dai quali ci si aspetta due comportamenti differenti.

L'ipotesi è che i monolaterali nel tempo diminuiscano i loro indici di simmetria, portandosi ad ottenere dei valori prossimi allo zero, dal momento che a seguito dell'intervento entrambi gli arti pelvici dovrebbero essere in grado di garantire delle prestazioni ottimali e naturali.

Al contrario, per i cani con displasia bilaterale ci si aspetta di vedere ancora delle asimmetrie consistenti dal momento che a seguito dell'intervento il cane si troverà ancora in una condizione patologica. In particolare ci si aspetta che gli indici di simmetria, inizialmente positivi, diventino negativi, ad indicare che inizialmente i valori maggiori sono associati all'arto controlaterale e successivamente associati all'arto operato che diventerà il supporto stabile.

CANI CON DISPLASIA MONOLATERALE

Su di essi effettivamente si vede una progressiva diminuzione del valore di tutti gli indici di simmetria. Ad eccezione dell'impulso di propulsione, gli altri mantengono tutti valori positivi, questo significa che, in base alla formula che è stata utilizzata, l'arto controlaterale è sempre maggiore dell'operato.

È stato spiegato in precedenza che per seguire il miglioramento dell'arto operato e portarsi allo stesso livello entrambi gli arti pelvici manifestino lo stesso comportamento, aumentando o diminuendo.

L'eccezione è l'impulso della forza di propulsione: anche in questo caso il controlaterale aumenta per portarsi allo stesso livello dell'operato ma al tempo T180 il valore risulta essere leggermente inferiore rispetto all'operato dando origine ad un segno negativo.

Complessivamente ci si può ritenere soddisfatti tranne che per gli indici di simmetria della forza di frenata (impulso e picco) che, nonostante diminuiscano, rimangono comunque molto lontani dallo zero.

CANI CON DISPLASIA BILATERALE

I risultati ottenuti in questa classe di cani non sono neanche lontanamente comparabili con quelli ottenuti sui monolaterali ed è una condizione che ci si aspettava.

L'unica variabile che diminuisce nel tempo è il picco di forza verticale che riesce a portarsi molto vicina allo zero.

La forza di propulsione (impulso e picco) e l'impulso di forza verticale sembra che diminuiscano ma in realtà applicano solo un'inversione di segno, come ad indicare che effettivamente non è diminuito il grado di asimmetria ma semplicemente l'arto operato è diventato più stabile dell'arto controlaterale che è anch'esso affetto da displasia.

Invece per la forza di frenata (impulso e picco) l'asimmetria addirittura aumenta mantenendo il segno positivo, indice del fatto che nel tempo sul controlaterale aumenta la fase di frenata (picco, impulso, percentuale di tempo di appoggio) mentre sull'operato rimane circa costante.

DISTRIBUZIONE DEI CARICHI

A causa della presenza della displasia d'anca i cani innescano un meccanismo di compensazione per ridistribuire il carico sulle quattro zampe per poter scaricare l'arto dolorante.

Al termine della guarigione, avendo rimosso il dolore, i cani dovrebbero tornare a distribuire in modo opportuno il carico su tutti gli arti (60% anteriori, 40% posteriori).

Esaminando le tre classi precedentemente analizzate (monolaterali, bilaterali e monolaterali + protesizzati bilateralmente) è possibile trarre le seguenti conclusioni:

- BILATERALI: nel tempo il carico rimane costantemente ridistribuito tra arti anteriori e posteriori (37% posteriori, 63% anteriori) presentando solo un leggero aumento dell'1% sugli arti posteriori.
- MONOLATERALI: come previsto è aumentato il carico sugli arti posteriori e diminuito sugli anteriori fino ad arrivare al 42% sui posteriori e 58% sugli anteriori registrando una variazione del 4% nel tempo.
- MONOLATERALI + PROTESIZZATI BILATERALMENTE: anche in questo caso l'evoluzione nel tempo ha rispettato le previsioni portando gli arti posteriori ad aumentare il carico supportato del 2% e un'analoga diminuzione del carico sugli arti anteriori fino ad arrivare al rapporto ideale (60% anteriori, 40% posteriori).

Come ipotizzato inizialmente, la classe bilaterale non varia le sue prestazioni nel tempo a causa del fatto che nonostante una delle due anche sia guarita, l'altra rimane patologica, limitando il recupero generale. In questo caso si può anche notare che il risultato finale ottenuto dai cani

bilaterali è addirittura peggiore di quello registrato al tempo T0 per i monolaterali (38% posteriori, 62% anteriori). Questo avvalora la tesi che di base i cani monolaterali partono da una condizione più vantaggiosa rispetto ai bilaterali per i quali un recupero ottimale è molto difficile.

Questo si può anche notare osservando l'evoluzione dei cani monolaterali in cui il recupero del carico sugli arti posteriori è andato anche oltre l'idealità.

Come prevedibile i cani monolaterali uniti a quelli protesizzati bilateralmente si trovano nel mezzo, dimostrando di riuscire a ottenere delle prestazioni sufficienti ma non al livello dei cani con l'articolazione controlaterale sana. Questo significa che partendo all'incirca dallo stesso livello, come dimostrato anche dalla statistica che ha reso possibile l'unione dei due gruppi, le prestazioni dei cani protesizzati bilateralmente non riescono ad eguagliare quelle dei cani monolaterali, abbassandone il valor medio.

INFLUENZA DEI FATTORI SECONDARI (ANALISI DELLA VARIANZA)

I risultati dell'analisi della varianza univariata (una variabile dipendente) a tre fattori relativi all'intervento ha mostrato che nessuna variabile indipendente e nessun accoppiamento tra di esse è risultato essere significativo.

Ciò implica che questi tre fattori non hanno avuto un impatto così decisivo sul recupero funzionale dei cani.

Per quanto riguarda i fattori fisici l'analisi della varianza ha evidenziato che solo il picco di forza di propulsione è risultato essere significativo, in particolare quando vengono considerati insieme i fattori "Età" e "Peso" e quando vengono considerati insieme i fattori "Età" e "Tipologia di arto controlaterale".

Purtroppo il numero di cani reclutati per lo studio è troppo piccolo per poter stabilire quale sia effettivamente il confronto significativo. Ad esempio non è possibile stabilire se i cani sottopeso (BCS=2) e giovani hanno una differenza statistica con i cani sovrappeso (BCS=4) e vecchi oppure se la significatività è data dalla differenza tra i cani vecchi e giovani, entrambi di peso ideale (BSC=3).

Per le altre variabili cinetiche i risultati non sono significativi, vuol dire che il peso e l'età, combinati anche al tipo di arto controlaterale, non influenzano in modo significativo i risultati.

Dalle immagini relative al metodo grafico si può notare che, a conferma di quanto già detto, nella maggior parte dei casi i cani con displasia monolaterale (rossi) occupano la porzione superiore dei grafici, i cani protesizzati bilateralmente (verdi) la porzione centrale e i cani con displasia bilaterale (blu) la porzione inferiore. Per tutte le variabili rappresentate (le stesse utilizzate per l'analisi della varianza) sarebbe ideale avere dei valori alti, quindi questo

conferma che i cani con displasia monolaterale riescono ad ottenere prestazioni migliori, seguite dai cani protesizzati bilateralmente e infine i cani con displasia bilaterale.

CONSIDERAZIONI SUL FATTORE PESO:

1) Considerando il peso compreso tra i 30-35 Kg (ingrandimento nelle due immagini sottostanti) troviamo i simboli relativi a due cani con displasia bilaterale, i due cani protesizzati bilateralmente e un cane con displasia monolaterale.

Se i valori delle variabili dipendessero dal peso, questi cinque cani dovrebbero avere più o meno gli stessi valori, invece quello che si nota è che questo si verifica solo per il Picco di Forza Verticale. Per la forza di propulsione (picco e impulso) possiamo vedere che i valori sono molto distanti da loro in funzione della classe di appartenenza (verdi maggiori, poi rossi e infine blu).

Pe l'impulso della forza verticale si vede nuovamente che i cani identificati dal colore verde hanno risultati maggiori mentre i rossi e blu sono più o meno simili.

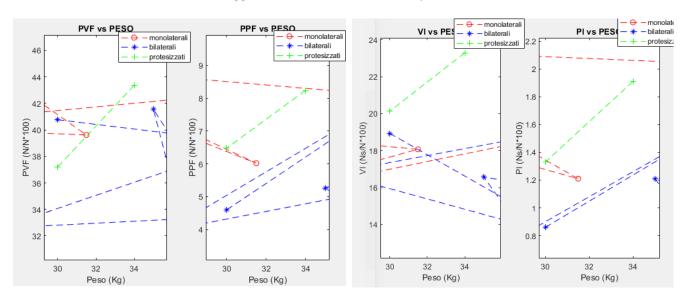


Fig18: Ingrandimento delle immagini riportate nella Fig17 per evidenziare i cani con peso compreso tra 30 e 35 Kg.

2) Dando una visione d'insieme non si nota un andamento crescente o decrescente, ciò significa che non è vero che all'aumentare del peso diminuiscono le prestazioni o viceversa. Anzi, i due cani con displasia monolaterale diametralmente opposti in peso (il più leggero e il più pesante) riescono ad ottenere delle prestazioni che il più delle volte sono tra le migliori. Non è possibile riconoscere un andamento monotono neanche prendendo in considerazione un colore alla volta.

CONSIDERAZIONI SUL FATTORE ETA':

- Si nota subito che i cani con displasia monolaterale si trovano tutti dal lato sinistro dei grafici, il che indica che sono più giovani rispetto ai cani con displasia bilaterale che tendenzialmente sono più anziani. I cani protesizzati bilateralmente hanno due età diametralmente opposte.
- 2) Anche in questo caso non si nota un andamento monotono (crescente o decrescente), infatti non si può dire che pazienti più giovani abbiano prestazioni migliori o viceversa a causa del fatto che, prendendo ad esempio in considerazione la classe di cani con displasia bilaterale, ci sono pazienti giovani che ottengono risultati migliori di pazienti anziani e pazienti anziani che ottengono risultati migliori di pazienti giovani, per tutte le variabili. Neanche in questo caso è possibile riscontrare un andamento monotono all'interno delle singole classi.
- 3) Si può notare, però, che tra i due cani protesizzati bilateralmente il paziente più anziano ha sempre comportamento peggiore del paziente giovane. Essendo solo due, questo può essere casuale.

6. CONCLUSIONI

È possibile affermare che l'intervento chirurgico di sostituzione protesica dell'anca con la protesi modello Zurigo ha permesso al campione di cani esaminati, affetti da displasia dell'anca, di ottenere una deambulazione approssimabile con uno stato fisiologico.

Inoltre è possibile affermare che la condizione dell'arto posteriore controlaterale (sano, displasico, protesizzato) abbia un impatto significativo sui risultati, in particolare le prestazioni ottenibili da cani con displasia monolaterale sono migliori di quelle ottenibili dai cani con displasia bilaterale.

In sostanza, valutando ciò che accade a guarigione ultimata, è come se nella coppia di arti pelvici l'arto forte seguisse il comportamento di quello debole: nel caso dei cani con displasia monolaterale l'arto operato, considerato come quello debole, ottiene dei miglioramenti con l'intervento alzando il livello di prestazioni complessivo e stimolando il controlaterale a fare altrettanto. Nel caso dei cani con displasia bilaterale l'arto operato passa da essere quello debole a quello forte siccome il controlaterale, continuando ad essere patologico, rappresenta quello debole. In questo modo non permette all'arto operato di realizzare un salto qualitativo in avanti.

I cani protesizzati bilateralmente non possono essere inclusi direttamente nel confronto con le altre due categorie di cani a causa dell'esiguo numero di pazienti che costituiscono il campione (due). Nonostante ciò i risultati ottenuti dall'unione di questa classe con i cani con displasia monolaterale portano a pensare che il trattamento di una sola anca in presenza di displasia bilaterale limiti il recupero funzionale del cane e che sia perciò consigliabile trattare ambedue le articolazioni al fine di ottenere il miglior risultato.

È stato anche dimostrato che fattori secondari come il peso, l'età o gli angoli di posizionamento della protesi non hanno avuto effetto sui risultati ottenuti.

CONSIGLI PER IL FUTURO:

I maggiori limiti riscontrati in questa tesi sono associati all'acquisizione dei dati, dunque per il futuro si consiglia di controllare con maggior accuratezza le acquisizioni che vengono registrate al fine di salvare effettivamente delle prove valide oppure di ottenere un numero decisamente maggiore di prove valide per lato in modo tale che, quando poi viene effettuata l'analisi dei dati, anche se ci fossero delle prove da scartare ne rimarrebbe comunque un numero sufficiente per avere dei dati attendibili.

Inoltre si consiglia di registrare ad ogni tempo di indagine il peso del cane e di eseguire le prove partendo da una distanza adeguata dalla passerella sensorizzata.

Si consiglia, inoltre, di continuare con l'acquisizione di dati di cani bilaterali sottoposti all'intervento di sostituzione totale d'anca per la seconda volta, in modo tale da incrementare il numero di soggetti appartenenti a tale classe per renderla un valido elemento di confronto con i cani con displasia monolaterale e bilaterale.

ACCELEROMETRI

7. BACKGROUND - ACCELEROMETRI

L'indagine relativa all'analisi del cammino che è stata riportata nell'introduzione ha evidenziato il fatto che esistono diversi metodi per la valutazione della locomozione, sia nell'uomo sia nei cani. La scelta di un metodo rispetto ad un altro deve anche basarsi sui risultati che si vogliono ottenere dall'indagine, e quindi capire quale dispositivo è in grado di soddisfare le richieste nel miglior modo possibile.

Per questo motivo durante la fase dell'elaborazione dei contenuti di questa tesi si è pensato anche di utilizzare una seconda tipologia di dispositivo in alternativa alla pedana di forza, per realizzare un'analisi del cammino comparabile e parallela. La scelta è ricaduta sugli accelerometri.

Gli accelerometri sono dei sensori inerziali che, grazie al principio espresso dalla seconda legge di Newton, sono in grado di ricavare l'accelerazione eseguendo il rapporto tra la forza a cui è sottoposto il sensore e la sua massa.

In base al numero di assi da cui sono costituiti sono abilitati alla registrazione delle accelerazioni in una, due o tre direzioni.

In relazione al loro utilizzo nell'analisi del cammino sono emersi alcuni vantaggi:

- Restituiscono misure oggettive dal momento che non possono essere influenzate dalle competenze umane.
- Sono facili da utilizzare, necessitano di un periodo di formazione del personale estremamente breve.
- Sono poco costosi e non necessitano di una manutenzione particolarmente accurata o frequente
- Sono ben tollerati sia dai cani sia dagli umani grazie al fatto di non essere dispositivi invasivi
- Sono miniaturizzati e wireless
- La loro conformazione li rende adatti all'analisi del cammino dal momento che, se posizionati correttamente, non influenzano la normale andatura del soggetto.
- Offrono delle misure affidabili, sono in grado di effettuare un'analisi quantitativa dell'andatura.
- Sono trasportabili, consentendo un utilizzo più pratico.

8. INTRODUZIONE - ACCELEROMETRI

Per poter individuare il tipo di approccio corretto da impostare con questa nuova tipologia di sensore è stata condotta un'ulteriore ricerca bibliografica per avere un'idea più chiara su quali fossero gli utilizzi degli accelerometri in letteratura. L'indagine è stata condotta prendendo come riferimento i cani, dato che sono oggetto di studio, o i cavalli, che sono maggiormente studiati e si avvicinavano alla fisionomia dei cani più di quanto possa fare l'essere umano.

Dai risultati ottenuti è emerso che principalmente gli accelerometri vengono impiegati in due tipologie di utilizzo: il monitoraggio dell'attività fisica e il calcolo dei parametri dell'andatura.

Esistono, ovviamente, anche dei casi che non rientrano in nessuna delle due categorie sopra riportate ma sono dei casi isolati.

MONITORAGGIO DELL'ATTIVITÀ FISICA

Ad oggi è noto che esistono alcune malattie che per motivi diversi possono causare variazioni nell'attività fisica svolta da un cane, da qui nasce l'interesse di andare a valutare come nel tempo si sviluppa questo cambiamento.

Il vantaggio di fare questo tipo di analisi utilizzando gli accelerometri è che, essendo sufficientemente piccoli, possono essere applicati sul cane senza interferire o limitare la sua normale attività e restituiscono misure oggettive di quello che è il normale comportamento del cane all'interno del suo ambiente familiare, che gli consente di muoversi liberamente e senza soggezione.

Solitamente, per praticità, l'accelerometro viene fissato al collare.

In generale i due fenomeni che si vanno a monitorare nel tempo sono la progressione della malattia (valutazione di un peggioramento) oppure la verifica dell'efficacia di un trattamento (valutazione di un miglioramento).

Ad esempio in letteratura è possibile trovare:

- Cani tumorali in cui si vuole valutare l'efficacia della chemioterapia realizzando un confronto tra cani sani e trattati (Helm et al., 2016).
- Studio di valutazione dell'efficacia del trattamento farmacologico per il dolore in cani
 osteoartrotici. È possibile confrontare cani trattati con farmaco o con placebo (Brown
 et al. 2010) oppure confrontare lo stesso cane prima e dopo il trattamento (Muller et
 al., 2018).
- Confronto tra cani con malattia degenerativa delle articolazioni (DJD) trattati o meno con anticorpi per la riduzione del dolore per valutare l'efficacia del trattamento (Lascelles et al., 2015).

Il numero e la durata delle acquisizioni necessarie dipendono dal caso di studio: ad esempio le cure farmacologiche, essendo più brevi, prevedono solitamente il posizionamento dell'accelerometro ininterrottamente per tutto il mese di trattamento; altre cure, come ad esempio la chemioterapia che si sviluppa in un arco di tempo più lungo, prevede la collocazione dell'accelerometro per intervalli di una settimana ogni volta che viene effettuata una somministrazione (circa 1 volta al mese per 6 mesi).

Uno studio ha dimostrato che per realizzare il confronto nel tempo per esaminare l'evoluzione della malattia o l'efficacia del trattamento, l'intervallo ottimale da considerare è una settimana (Dow et al., 2009). Questo è generalmente motivato dal fatto che nel week-end la maggior parte dei proprietari di cani sono a casa dal lavoro e con molta probabilità saranno più propensi a intraprendere dell'attività fisica con il cane, anche solo una passeggiata più lunga, una gita fuori porta, o giocare insieme in casa. Durante la settimana molti cani stanno da soli quindi le attività svolte non saranno molte.

Per questo motivo non ha senso confrontare giorno per giorno (variabilità troppo alta), nè considerare i giorni dal lunedì al venerdì (perché generalmente scarsi di attività fisica), nè considerare solo il week-end (attività non realistica del normale tenore di vita). Ha senso considerare tutta la settimana perché comprende sia i momenti più sedentari, sia i momenti più giocosi. Considerare più di una settimana non è consigliato perché teoricamente tutti i periodi di sette giorni contengono un'uguale quantità di attività fisiche.

Il dispositivo, in base a come è stato impostato, può essere in grado di distinguere l'intensità del movimento (calcola quanto tempo il cane è fermo, ha un'attività moderata o un'attività intensa) oppure conta il numero di azioni compiute.

Uno studio condotto nel 2017 (Uijl et al.) ha voluto verificare la capacità di un accelerometro di riconoscere otto stati comportamentali diversi: camminare, trottare, correre, dormire, rimanere fermo/inattività, mangiare, bere, scuotere la testa.

PARAMETRI DELL'ANDATURA

Questa seconda categoria di articoli esaminati è quella che rispecchia maggiormente il tipo di indagine che vuole essere affrontata in questa tesi: l'analisi del cammino.

In questo caso viene utilizzata l'accelerazione rilevata dal sensore per calcolare alcuni parametri già ricavati tramite la pedana, come ad esempio la velocità e la lunghezza del passo, ma anche altre grandezze.

Ad esempio, una possibile applicazione degli accelerometri è stata individuata da Bathèlèmy che si è concentrata sull'analisi della distrofia muscolare che affligge i Golden Retriever. Questa patologia è caratterizzata dalla perdita di distrofina nei muscoli scheletrici, che quindi hanno la tendenza a diventare progressivamente fibrotici.

Nel 2009 ha condotto uno studio per verificare se l'utilizzo degli accelerometri consentiva di riconoscere le differenze nell'andatura che distinguono Golden Retriever sani e affetti da questa patologia, notando che effettivamente i dati risultano essere diversi.

Nel 2011, dopo aver verificato l'affidabilità degli accelerometri, li ha utilizzati per monitorare alcuni cuccioli di Golden Retriever due volte al mese durante un periodo compreso tra i 2 e i 9 mesi di età, per capire quando e come insorgono i primi segnali di distrofia.

Analogamente si sono condotti gli studi di Pillard, che però si è concentrato sull'analisi di soggetti in cui le anomalie del cammino sono insorte a seguito di rottura del legamento crociato craniale.

Nell'arco dello stesso anno (2012) ha condotto due studi. Il primo si dedicava alla verifica che gli accelerometri fossero in grado di ricavare i parametri spazio-temporali e cinetici necessari per eseguire una valutazione dell'andatura esaustiva. Per farlo ha utilizzato dei cani sani che trottavano su un tapis roulant.

Una volta ottenuti degli esisti postivi ha applicato gli stessi parametri sul secondo studio che aveva l'obiettivo di rilevare la zoppia causata dalla rottura del legamento crociato craniale.

In tutti gli studi accennati, l'accelerometro triassiale è stato posizionato allo stesso modo: è stato collocato sullo sterno, vicino al centro di gravità del cane a riposo, e mantenuto in posizione grazie a una benda elastica.

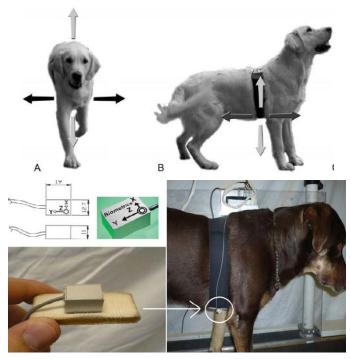


Fig19: In alto è riportato un Golden Retriver indagato da Barthèlèmy. Si nota la fascia elastica che tiene l'accelerometro a contatto con lo sterno. Le freccie indicano le direzioni dei tre assi in cui è possibile rilevare l'accelerazione.

In basso a destra è raffigurato il cane utilizzato nello studio di Pillard. Viene mostrato come è fatto il sensore utilizzato e in che modo è stato fissato sullo sterno.

Sempre sul filone seguito da questi due autori sono stati trovati in letteratura anche due articoli relativi ai cavalli, condotti da Lopez-Sanroman e altri autori.

In questi articoli lo scopo era quello di verificare quali effetti potessero generare due diversi tipi di anestetico sul cammino dei cavalli (xilanina nel 2012, sedativo sublinguale a base di detomidia nel 2014).

È noto che alcuni tipi di sedazione possono avere come effetto collaterale una momentanea atassia che comporta, a sua volta, un'alterazione della locomozione generale.

I cavalli sono stati testati prima della somministrazione e poi a intervalli prestabiliti fino ad alcune ore dopo la somministrazione, in modo tale da rendersi conto in quale momento inizino a comparire gli effetti collaterali e quanto durino.

In questo caso l'accelerometro è stato posizionato sopra la linea mediana della zona sacrale a contatto con la pelle e non sullo sterno come scelto dai due autori precedenti.

Per tutti gli articoli citati i parametri calcolati sono stati gli stessi:

• V: Velocità (m/s)

È stata calcolata valutando il tempo di percorrenza di una lunghezza fissata (5m) e poi normalizzata rispetto all'altezza al garrese.

• SF: frequenza del passo (passi/s)

Nei cani un ciclo del passo completo è composto da quattro battute degli arti, pertanto la frequenza dei passi è stata calcolata come ¼ della frequenza fondamentale. Invece un ciclo di trotto è composto solo da due battute degli arti, quindi la frequenza dei passi è calcolata come ½ della frequenza fondamentale.

Dunque, la proporzione da utilizzare dipende dal tipo di andatura con cui sono stati condotti i cani (Barthèlèmy al passo mentre Pillard al trotto).

Il caso dei cavalli risulta essere ancora diverso perché, rispetto ai precedenti articoli relativi ai cani in cui il sensore era fissato allo sterno, l'accelerometro è posizionato sull'osso sacro. In questo modo è possibile percepire solo un movimento verso l'alto nella fase di posizionamento di ciascun arto posteriore mentre i movimenti degli arti anteriori non sono rilevati.

Pertanto, il valore è stato calcolato come il doppio della frequenza fondamentale, derivata dalla Fast Fourier Transform (FFT) dell'accelerazione dorso-ventrale.

SL: lunghezza del passo (m)

Si ottiene dividendo la velocità per la frequenza del passo e normalizzando rispetto all'altezza al garrese.

• RI: regolarità del passo (adimensionale)

$$RI = C_1 + C_2$$

Quantifica la somiglianza degli schemi di accelerazione dorso-ventrale su falcate successive. I due coefficienti sono stati ottenuti calcolando la funzione di autocorrelazione sul segnale di **accelerazione** dorso-ventrale.

Pillard specifica i due coefficienti che vengono utilizzati per il calcolo della Regolarità:

$$RI = SC + RC$$

- SC: coefficiente di simmetria
- RC: coefficiente di regolarità

I due coefficienti sono stati ottenuti calcolando la funzione di autocorrelazione sul segnale di **spostamento** dorso-ventrale normalizzato per l'altezza al garrese.

TP: potenza totale delle accelerazioni (W/kg)

È data dalla somma delle potenze nelle tre direzioni delle accelerazioni.

• Percentuale di potenza nelle tre direzioni (%)

Ottengo la percentuale di potenza nella direzione specifica dividendo la potenza di quella direzione per la potenza totale:

$$\% ML = \frac{Potenza\ Medio - Laterale\ (MLP)}{Potenza\ totale\ (TP)} \times 100$$

$$\% DV = \frac{Potenza \ Dorso - Ventrale \ (DVP)}{Potenza \ totale \ (TP)} \times 100$$

$$\% \ \textit{CC} = \frac{\textit{Potenza Cranio} - \textit{Caudale (CCP)}}{\textit{Potenza totale (TP)}} \times 100$$

• F: forza di accelerazione (N/kg)

È stata calcolata dividendo la potenza totale per la velocità

$$P = \frac{L}{dt} = \frac{F \, ds}{dt} = F \, v \qquad \qquad F = \frac{TP}{v}$$

ALTRI CASI

Sono anche presenti degli studi che non possono essere classificati all'interno dei due settori individuati.

Alcuni esempi:

cadute.

- Utilizzo degli accelerometri per quantificare la zoppia sulla base della simmetria individuata nel movimento verticale della testa e del bacino durante la camminata.
 In questo caso a partire dalle accelerazioni vengono ricavati gli spostamenti in direzione verticale e su questi calcolate le differenze che permettono di individuare la zoppia.
- Utilizzo di un accelerometro ancorato allo zoccolo anteriore di un cavallo per individuare il grado di slittamento in avanti che si verifica durante il trotto. Anche in questo caso, essendo lo slittamento una lunghezza, è stato ottenuto a partire dall'accelerazione come doppia integrazione.
 Questo studio è utile per la prevenzione delle lesioni ai legamenti o sul rischio di
- Utilizzo degli accelerometri per individuare quanto tempo un cavallo trascorre sdraiato o in piedi nell'arco di una giornata.

8.1 SCOPO DELLA TESI - ACCELEROMETRI

Dal momento che all'interno dell'Ospedale Veterinario Universitario con sede a Grugliasco non era mai stato condotto uno studio di questo tipo, basato sugli accelerometri, lo scopo iniziale era quello di individuare all'interno dei segnali di accelerazione e velocità angolare restituiti dai sensori inerziali degli elementi identificativi del passo, in modo da essere in grado in un secondo momento di riconoscere la fase di appoggio o di volo anche senza il supporto della pedana di forza.

L'unico modo per raggiungere questo obiettivo era definire se fosse possibile riconoscere degli elementi comuni tra i dati ottenuti tramite le pedane di forza e gli accelerometri, che in questa tesi rappresentano rispettivamente lo strumento di riferimento e quello alternativo.

Ovviamente l'obiettivo finale rimane lo stesso della pedana di forza e quindi essere in grado di riconoscere le anomalie del cammino, distinguendo un cammino fisiologico e uno patologico.

9. MATERIALI E METODI - ACCELEROMETRI

9.1 PROTOCOLLO DI ANALISI

SOGGETTI DELLO STUDIO

Inizialmente si voleva utilizzare un campione di cani sani per poter mettere a punto il protocollo di analisi. In caso di esito positivo si sarebbe potuti procedere in un secondo momento applicando lo studio anche ad un campione di cani che riportavano delle anomalie del cammino evidenti, per verificare che gli accelerometri fossero in grado di riconoscere le differenti tipologie di cammino.

Per motivi logistici di tempo questo non è stato possibile ma ci si è limitati ad analizzare solo due cani sani, di cui uno è il paziente Animalissimi Raoul testato con la pedana di forza a due anni dall'intervento di sostituzione totale d'anca.

ACQUISIZIONE DEI DATI

Le acquisizioni dei dati dei sensori inerziali si sono svolte in contemporanea con le acquisizioni delle pedane di forza per poter mettere a confronto i due dispositivi, dunque sono state effettuate anch'esse all'interno del laboratorio situato nell'Ospedale Veterinario Universitario di Grugliasco.

Prendendo spunto da quanto riportato in letteratura si è scelto di posizionare gli accelerometri sullo sterno, sulle scapole e sulla zona sacrale e di mantenerli in posizione grazie all'utilizzo di bende elastiche con chiusura a velcro.

Si deve, però, tenere in considerazione che è necessario avere anche un quarto accelerometro che durante le prove non verrà posizionato sul cane.



Fig20: Immagini rappresentative di un generico cane e delle bende elastiche utilizzate per mantenere, durante le prove, gli accelerometri nelle posizioni identificate dai cerchi rossi.

La procedura di acquisizione si è mantenuta di per sé molto simile a quella compiuta per l'analisi attraverso le sole pedane, a eccezione della parte iniziale.

Mentre il cane dopo il suo ingresso nel laboratorio familiarizza con l'ambiente, vengono accesi i quattro accelerometri e connessi con il software associato presente sul computer.

È importante ricordarsi che, una volta avviata l'acquisizione, i sensori non risulteranno essere sincronizzati tra loro perché essendo dispositivi indipendenti non è possibile controllarne con esattezza il momento di inizio, dunque lo stesso secondo di registrazione potrebbe non corrispondere allo stesso evento.

Per poter poi mettere a confronto in un secondo momento i segnali relativi ai diversi sensori è necessario sincronizzarli: dopo aver avviato tramite pc la registrazione si impugnano con la stessa mano tutti i sensori (meglio se tutti orientati allo stesso modo) e viene loro attribuita un'accelerazione praticando un rapido movimento della mano ad esempio dall'alto verso il basso. A questo punto su tutti i sensori risulterà lo stesso picco di accelerazione.

Dopodiché si procede con il posizionamento dei sensori sul cane mentre il quarto sensore (che è stato sincronizzato con gli altri) rimane in possesso dell'operatore. È consigliabile, al fine di rendere più semplice l'analisi dei dati, il collocamento dei sensori tutti nella stessa direzione e con lo stesso verso delle accelerazioni. Nel nostro caso le accelerazioni X vengono ricavate in direzione medio-laterale, le accelerazioni Y in direzione cranio-caudale e le accelerazioni Z in direzione verticale. A questo punto è possibile proseguire con le acquisizioni della pedana di forza come si è sempre fatto.

Un altro aspetto da tenere in considerazione è che, mentre le acquisizioni della pedana di forza vengono registrate e salvate singolarmente, con gli accelerometri non è possibile fare la stessa cosa perché bisogna includere il processo di sincronizzazione, quindi risulta troppo lungo ed elaborato ogni volta spegnere la registrazione, togliere gli accelerometri, far partire di nuovo la registrazione, sincronizzarli, riposizionarli e poi iniziare con la seconda acquisizione delle pedane.

Per questo motivo si ha un sensore in mano: quando con la pedana di forza si è realizzata una prova valida o potenzialmente valida si dà un colpo (e quindi un'accelerazione) con il sensore che si teneva in mano su una delle due pedane, in modo da registrare su entrambi i dispositivi lo stesso picco che nel caso degli accelerometri corrisponde all'accelerazione impressa al sensore e per la pedana corrisponde alla forza con cui si è dato il colpo.

Le pedane tra di loro sono sincronizzate automaticamente, gli accelerometri sono stati sincronizzati all'inizio e in questo modo si sono sincronizzate le pedane e gli accelerometri.

Per il resto la procedura di acquisizione rispetta quella già precedentemente descritta.

Le acquisizioni terminano quando si hanno almeno cinque prove valide per lato. A quel punto è possibile terminare tramite software la registrazione dei sensori e rimuoverli dal cane.

9.2 ANALISI DEI DATI

Il software Matlab (The MathWorks) ha permesso di creare dei codici in linguaggio C di programmazione che hanno consentito l'elaborazione dei dati ricavati durante la deambulazione di cani con gli accelerometri.

Sono stati creati tre codici, il primo è stato utilizzato per sincronizzare i segnali dei quattro sensori inerziali e per dividerli nei tratti corrispondenti agli istanti di acquisizione delle pedane di forza, mentre gli altri due sono serviti per individuare delle corrispondenze tra le pedane e gli accelerometri, come indicato dall'obiettivo iniziale.

CODICE 1

APERTURA DEL FILE

Siccome i sensori inerziali e il software associato provengono dal Giappone, i file a cui si può accedere al termine dell'acquisizione sono in formato Excel ma sono criptati.

Dunque, è stato necessario creare separatamente un apposito codice di Matlab che permettesse la lettura e decifratura dei file al fine di poterli rendere comprensibili mantenendo il formato Excel. Al termine di questa operazione si sono ottenuti, quindi, quattro file distinti, uno per sensore, contenenti al loro interno delle tabelle che riportavano sulle righe gli istanti di acquisizione (frequenza di campionamento 50Hz) e sulle colonne il tempo, le tre accelerazioni e le tre velocità angolari.

Questi nuovi file Excel sono stati poi importati sul codice di analisi dei dati per potervici accedere.

SINCRONIZZAZIONE

Come spiegato nel protocollo di analisi la sincronizzazione è stata effettuata fornendo a tutti gli accelerometri contemporaneamente la stessa accelerazione che potrà essere evidente su ognuno di essi sotto forma di picco.

Nel concreto, si è individuata la direzione su cui era maggiormente riconoscibile il picco di sincronizzazione e, prendendo tale direzione come riferimento, si è andati a calcolare il campione corrispondente al picco.

Una volta ottenuto tale campione per i quattro segnali è stato individuato il segnale di riferimento come quello in cui il picco corrispondeva ad un campione maggiore, cioè quello che presentava il picco ad un tempo successivo rispetto agli altri.

Di conseguenza i restanti tre segnali sono stati traslati in avanti nel tempo fino a far coincidere i picchi.

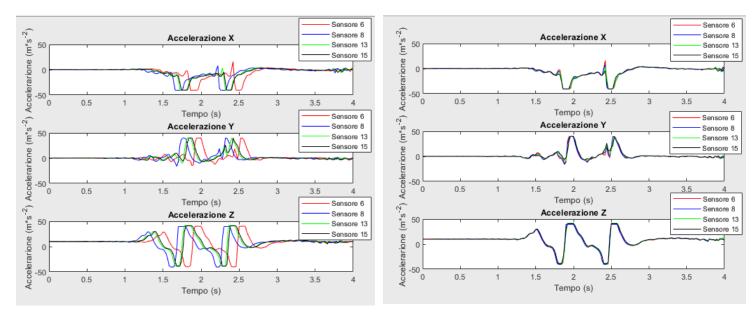


Fig21: Ingrandimento dei segnali delle accelerazioni nelle tre direzioni prima e dopo la sincronizzazione. In tutte le immagini sono riportati contemporaneamente i quattro segnali, come riportato nella legenda.

Per questo paziente il segnale rosso è quello identificato come riferimento, dunque mantenendolo fisso si sono traslati gli altri tre in avanti nel tempo.

TAGLIO DEL SEGNALE

Osservando il segnale del sensore che si teneva in mano tendenzialmente dovrebbe vedersi un tracciato relativamente piatto che ha tanti picchi quante sono state le acquisizioni valide o potenzialmente valide registrate con le pedane di forza.

Per dividere il segnale dei sensori inerziali nei tratti corrispondenti alle acquisizioni delle pedane di forza è sufficiente andare a individuare i campioni relativi ai picchi e, ricordandosi che i colpi con l'accelerometro sulla pedana vengono effettuati dopo il passaggio del cane, considerarli come il campione finale del tratto di segnale relativo a quella prova, il che significa che il tratto di interesse relativo a quel picco si trova prima del picco stesso.

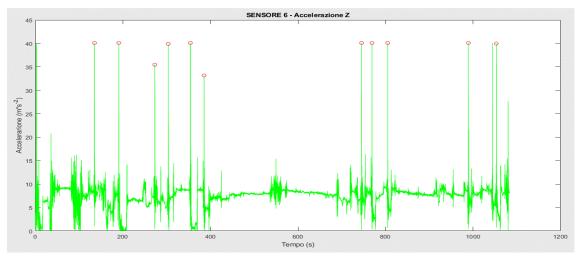


Fig22: Rappresentazione del valore assoluto dell'accelerazione in direzione Z (verticale) ottenuta sul sensore con il quale si è colpita la pedana di forza. I cerchi rossi indicano quelli che nel codice sono stati individuati come i picchi.

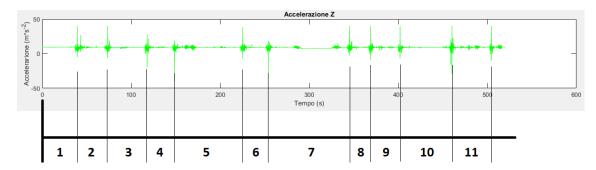


Fig23: Immagine esplicativa per schematizzare il concetto con cui sono stati distinti i tratti di accelerazione corrispondenti con le acquisizioni delle pedane di forza.

Questo codice si conclude con il salvataggio di tanti file Excel quante sono le acquisizioni riconoscibili all'interno del segnale dei sensori inerziali. Ogni file Excel contiene al suo interno il tempo, le tre accelerazioni e le tre velocità angolari relative a quel tratto, calcolate per ognuno dei quattro sensori.

CODICE 2

Questo codice consente di confrontare per ogni acquisizione i risultati ottenuti grazie alle pedane di forza con quelli ottenuti dagli accelerometri, al fine di individuare degli elementi che accomunino i due metodi di indagine.

Sono stati creati due cicli, uno per le acquisizioni relative al lato destro del corpo e uno per il lato sinistro, in modo tale da esaminare tutte le prove realizzate.

PEDANA DI FORZA

Siccome le pedane di forza sono il metodo di indagine di riferimento è necessario che vengano utilizzate solo acquisizioni valide per realizzare il confronto con gli accelerometri, dal momento che altrimenti non sarebbe possibile associare elementi caratteristici dei segnali di accelerazione e/o velocità angolare con le caratteristiche del passo.

Dunque all'inizio del ciclo vengono caricati i dati in formato *FILE.tdf* ottenuti in uscita dalle pedane e viene chiesto su quale di esse si desideri lavorare.

Inoltre, per poter sincronizzare le pedane con gli accelerometri, viene anche chiesto su quale delle due pedane compaia il picco di sincronizzazione.

Una volta individuato tale picco i segnali delle pedane di forza vengono tagliati in corrispondenza di esso, proprio come è stato effettuato nel Codice 1 per individuare i tratti di segnale associati ad ogni acquisizione.

ACCELEROMETRI

A questo punto si chiede di caricare il file Excel contenente i dati degli accelerometri relativi all'acquisizione delle pedane precedentemente caricata.

Siccome il confronto con le pedane di forza può essere realizzato esclusivamente nel tratto in cui si hanno informazioni di entrambi i dispositivi, sono stati tagliati anche i segnali degli accelerometri in corrispondenza dei segnali delle pedane.

Per far ciò, partendo dal fondo dei segnali degli accelerometri, è stata conservata solo la porzione di segnale corrispondente alla lunghezza in secondi del segnale tagliato delle pedane di forza.

In questo modo, dopo il taglio, sia il segnale delle pedane sia quello degli accelerometri termineranno in corrispondenza del massimo del picco di sincronizzazione.

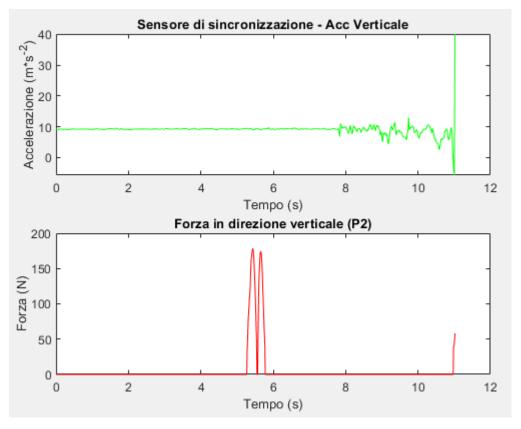


Fig24: Rappresentazione del segnale di accelerazione ricavato in direzione verticale dal sensore tenuto in mano, abbinato al segnale di forza verticale della pedana 2. Si nota che entrambi terminano in corrispondenza del massimo del picco di sincronizzazione.

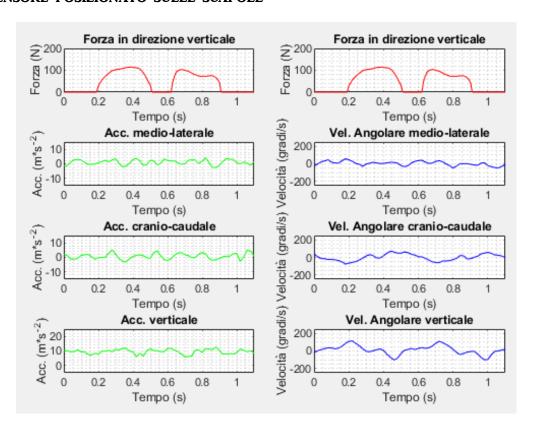
CONFRONTO

Una volta ottenuti i segnali degli accelerometri e quelli delle pedane di forza corrispondenti agli stessi istanti è possibile realizzare dei grafici per visualizzare contemporaneamente ciò che accade sulle pedane e sugli accelerometri.

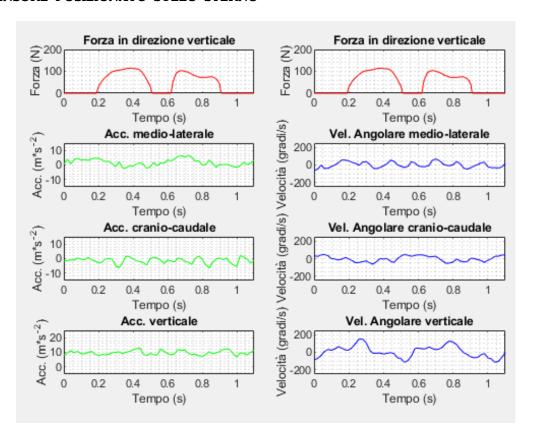
Per farlo si è scelto di entrare maggiormente nel dettaglio, focalizzando l'attenzione solo sui secondi in cui si manifestano i contatti degli arti omolaterali sulle pedane di forza, quindi sui segnali di entrambi i dispositivi sono stati applicati ulteriori tagli.

Le immagini ottenute sono relative solo ai sensori posizionati sul cane dal momento che quello che è stato mantenuto in mano e che è stato utilizzato per la sincronizzazione, durante la camminata del cane non ha registrato alcun tipo di segnale di interesse.

SENSORE POSIZIONATO SULLE SCAPOLE



SENSORE POSIZIONATO SULLO STERNO



SENSORE POSIZIONATO SULLA ZONA SACRALE

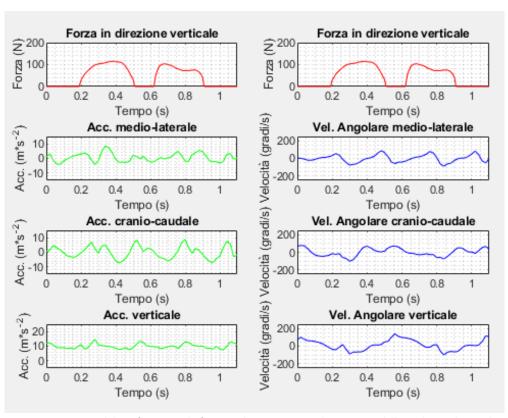


Fig25: Rappresentazione del confronto tra la forza in direzione verticale ottenuta dalla pedana e le accelerazioni e velocità angolari ottenute dai tre sensori posizionati sul cane. In alto i segnali del sensore posizionato sulle scapole, successivamente il sensore posizionato sullo sterno e infine il sensore posizionato caudalmente.

110

CODICE 3

Questo codice è stato utilizzato per creare dei segnali di accelerazione media per ognuno dei due cani appartenenti allo studio.

SELEZIONE DELLE ACCELERAZIONI

Partendo dal codice precedente, in cui veniva individuato lo stesso arco temporale sia sul segnale ricavato dalle pedane di forza sia sui segnali di accelerazione ottenuti dai sensori inerziali, è stato possibile individuare sul segnale di forza verticale i campioni identificativi del contatto dell'arto anteriore e poi identificare gli stessi campioni sul segnale dell'accelerazione.

Eseguendo questa operazione per tutte le acquisizioni effettuate dal cane, considerando insieme quelle relative al lato destro del corpo e al sinistro, è stato possibile salvare questi campioni all'interno di una matrice sottoforma di vettori.

Una volta ottenuti tutti i vettori è stato possibile ricampionarli affinché fossero tutti della stessa lunghezza, in modo tale da visualizzarli insieme.

Analogamente è stato effettuato lo stesso procedimento per individuare e isolare i campioni relativi al contatto dell'arto posteriore su tutte le acquisizioni registrate.

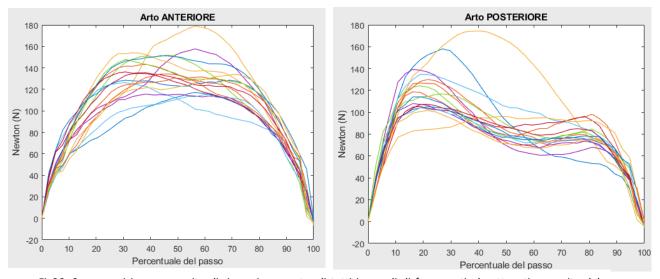


Fig26: Sovrapposizione, a seguito di ricampionamento, di tutti i segnali di forza verticale ottenuti a seguito del contatto dell'arto anteriore (immagine a sinistra) e posteriore (immagine a destra).

Successivamente è stato possibile calcolare il segnale medio e la corrispondente deviazione standard.

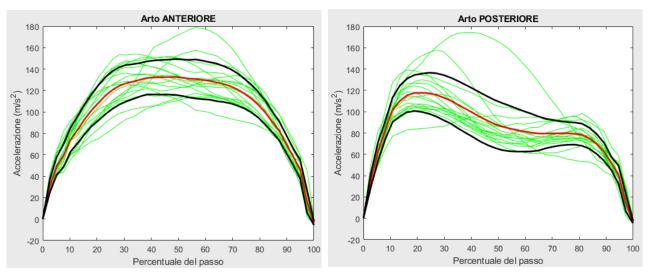


Fig27: Con il colore verde vengono riprodotte le stesse curve che nella figura 26 erano colorate. Con il colore rosso viene indicata la curva media e con il colore nero vengono indicati i limiti della banda relativa alla deviazione standard.

A questo punto è stato possibile applicare il confronto tra il segnale medio di forza verticale e i segnali medi di accelerazione nelle tre direzioni.

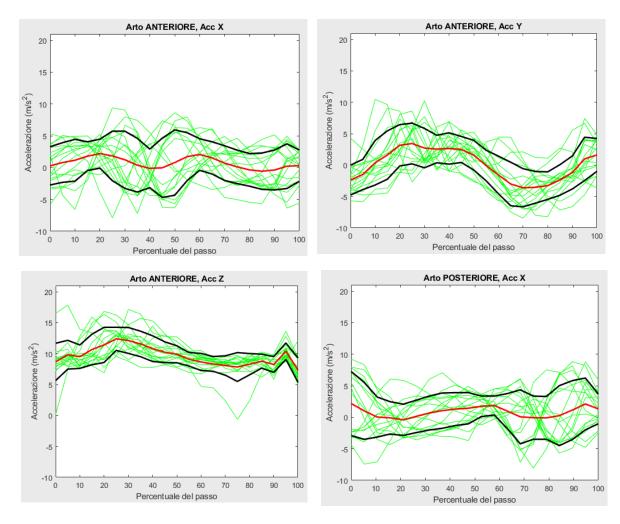
10. RISULTATI - ACCELEROMETRI

ACCELERAZIONI MEDIE

Vengono riportate di seguito le rappresentazioni delle accelerazioni medie ottenute nelle tre direzioni per i due cani dello studio.

Le accelerazioni X sono calcolate in direzione medio-laterale, le accelerazioni Y in direzione cranio-caudale e le accelerazioni Z in direzione verticale.

CANE 1



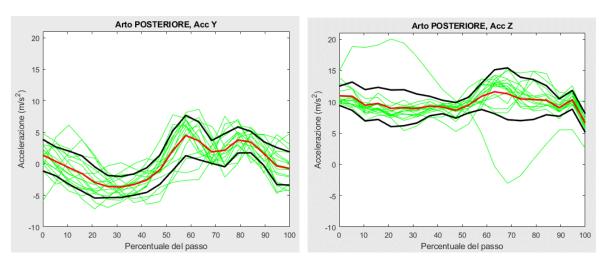
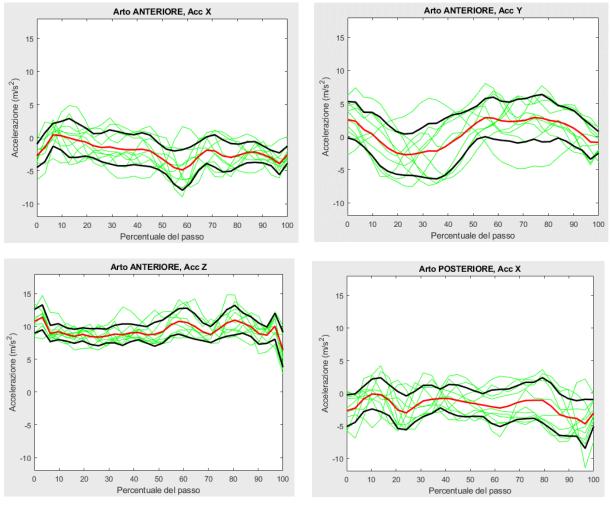


Fig28: Rappresentazione delle curve sovrapposte delle accelerazioni nelle tre direzioni ottenute dal sensore posizionato caudalmente in corrispondenza del contatto dell'arto anteriore e posteriore del cane 1 con la pedana di forza (colore verde). Con il colore rosso viene indicata l'accelerazione media mentre con il colore nero vengono indicati gli estremi della banda riferita alla deviazione standard.

CANE 2



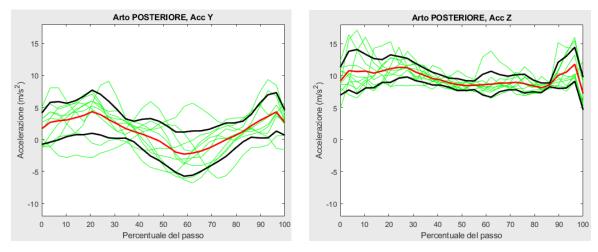
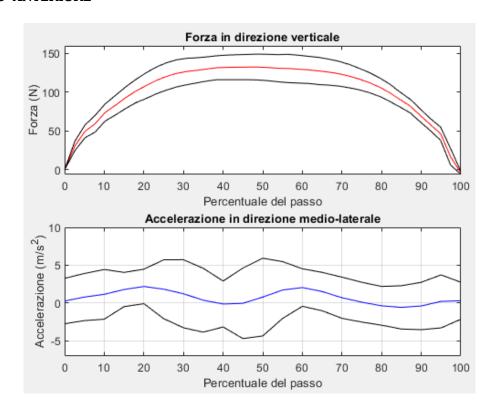


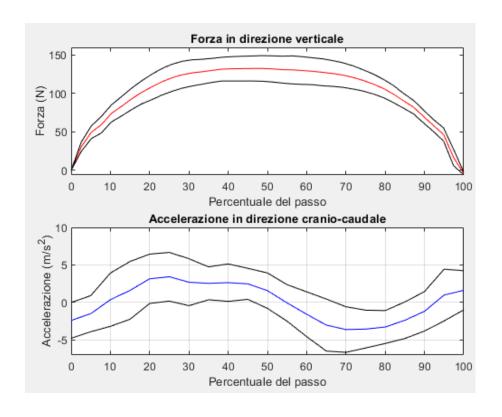
Fig29: Rappresentazione delle curve sovrapposte delle accelerazioni nelle tre direzioni ottenute dal sensore posizionato caudalmente in corrispondenza del contatto dell'arto anteriore e posteriore del cane 2 con la pedana di forza (colore verde). Con il colore rosso viene indicata l'accelerazione media mentre con il colore nero vengono indicati gli estremi della banda riferita alla deviazione standard.

CONFRONTO TRA FORZA VERTICALE MEDIA E ACCELERAZIONI MEDIE

Di seguito vengono riportate le immagini relative al confronto tra il segnale medio di forza verticale e i segnali medi delle accelerazioni nelle tre direzioni.

CANE 1 ARTO ANTERIORE





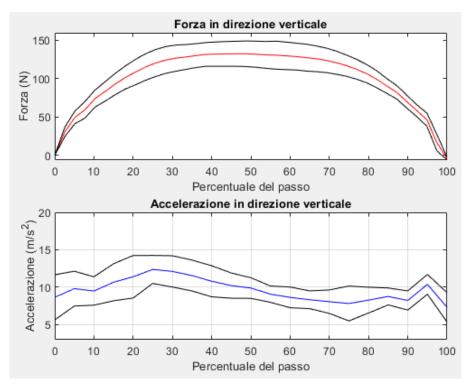
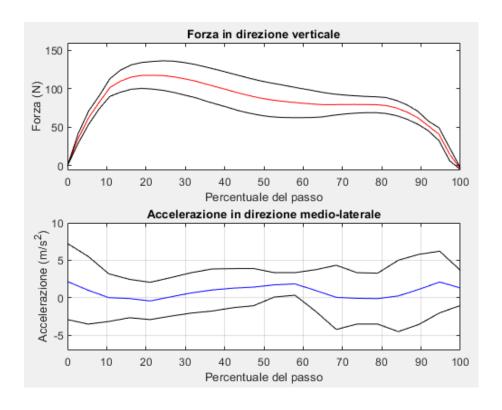
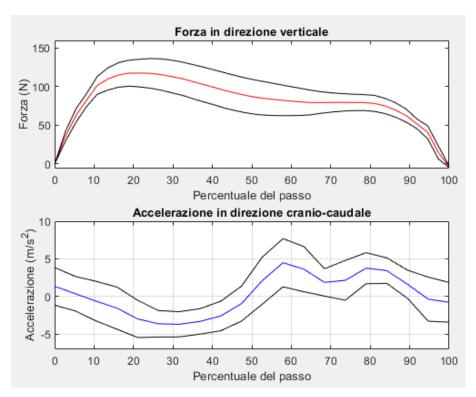


Fig30: Comparazione della forza verticale media calcolata durante il contatto dell'arto anteriore del cane 1 con le rispettive accelerazioni ricavate dal sensore posizionato caudalmente calcolate nelle tre direzioni.

ARTO POSTERIORE





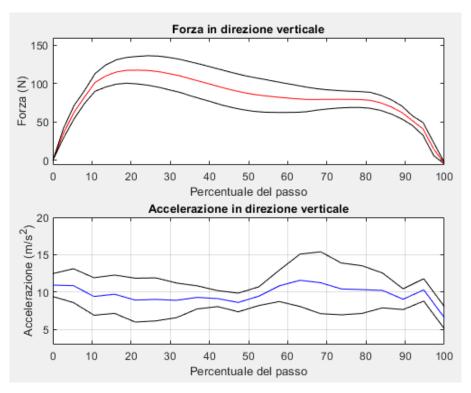
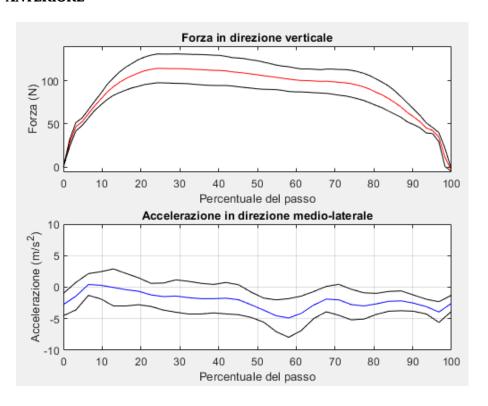
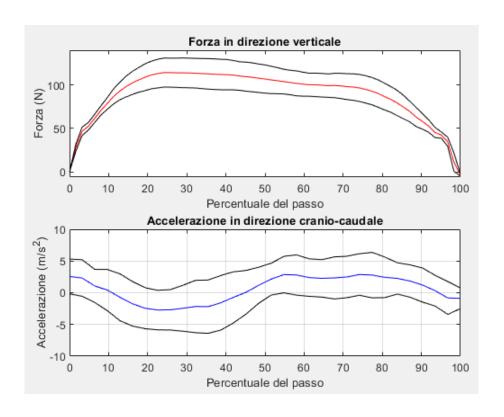


Fig31: Comparazione della forza verticale media calcolata durante il contatto dell'arto posteriore del cane 1 con le rispettive accelerazioni ricavate dal sensore posizionato caudalmente calcolate nelle tre direzioni.

CANE 2 ARTO ANTERIORE





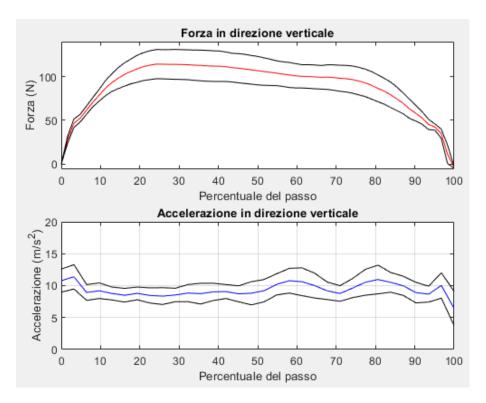
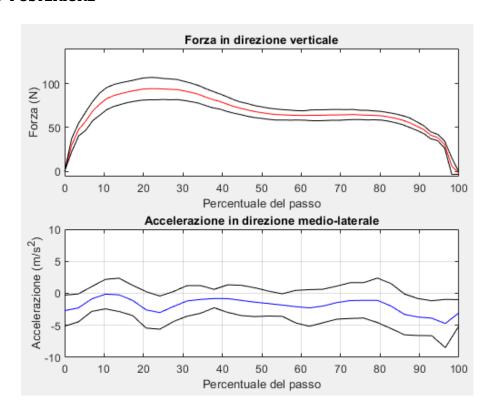
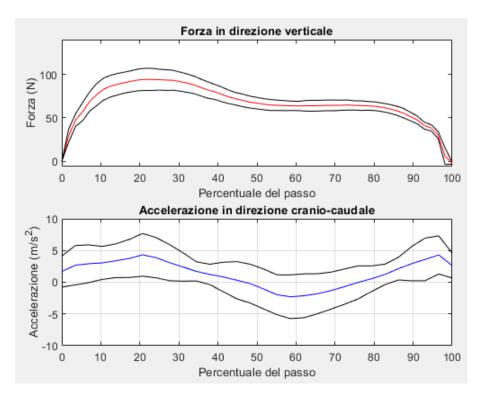


Fig32: Comparazione della forza verticale media calcolata durante il contatto dell'arto anteriore del cane 2 con le rispettive accelerazioni ricavate dal sensore posizionato caudalmente calcolate nelle tre direzioni.

ARTO POSTERIORE





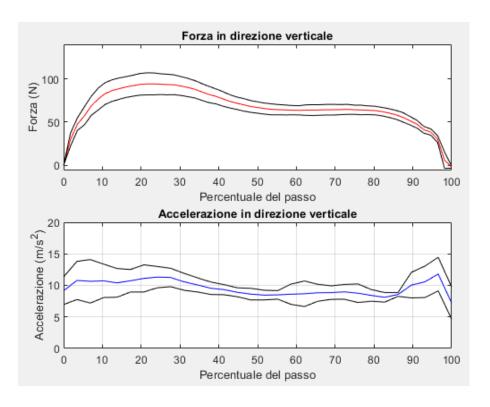


Fig33: Comparazione della forza verticale media calcolata durante il contatto dell'arto posteriore del cane 2 con le rispettive accelerazioni ricavate dal sensore posizionato caudalmente calcolate nelle tre direzioni.

11. DISCUSSIONE - ACCELEROMETRI

ACQUISIZIONI DEI DATI

La procedura di acquisizione dei dati è risultata essere abbastanza semplice dal momento che, una volta imparato ad utilizzare il software associato agli accelerometri, l'acquisizione di per sè si svolge in modo analogo a quanto accadeva per la sola pedana di forza.

Gli aspetti negativi riscontrati durante i test sono che le due bande elastiche utilizzate per fissare i sensori sui cani si spostano, prova dopo prova, entrambe verso la zona addominale del cane. Questo ha causato la caduta di un accelerometro durante un'acquisizione.

Inoltre, inizialmente, il secondo cane è risultato essere parecchio infastidito dalla presenza di tali bande.

Avendo testato solo due cani, entrambi a pelo corto, non è possibile realizzare delle considerazioni in relazione all'influenza della lunghezza del pelo sul mantenimento dei sensori durante le sessioni di prova.

Un consiglio per il futuro potrebbe essere quello di provare ad utilizzare per il fissaggio dei sensori sul cane delle tute in Lycra invece che le bande elastiche.

CONFRONTO TRA LA FORZA VERTICALE E LE ACCELERAZIONI

Osservando le immagini ottenute attraverso il secondo codice di programmazione dai tre sensori inerziali collocati sui cani si è notato che generalmente solo il sensore posizionato caudalmente presenta dei segnali ricchi di elementi caratteristici, mentre i sensori posizionati in corrispondenza degli arti anteriori, uno sulle scapole e uno sullo sterno, sono solitamente più piatti e meno informativi come è anche possibile notare nelle tre immagini riportate nel capitolo relativo a "Materiali e Metodi".

Dunque, a seguito di questa considerazione, si è scelto di prendere visione esclusivamente delle immagini relative al sensore posizionato nella zona sacrale per rispondere alle domande della tesi.

ACCELERAZIONI

Guardando tutte le immagini ottenute, è possibile riconoscere una ripetibilità nel tempo delle forme assunte dalle accelerazioni ma risulta essere molto complicato associare queste forme ad elementi caratteristici del passo.

In uno dei due pazienti (Cane 1) è stato possibile riconoscere degli schemi:

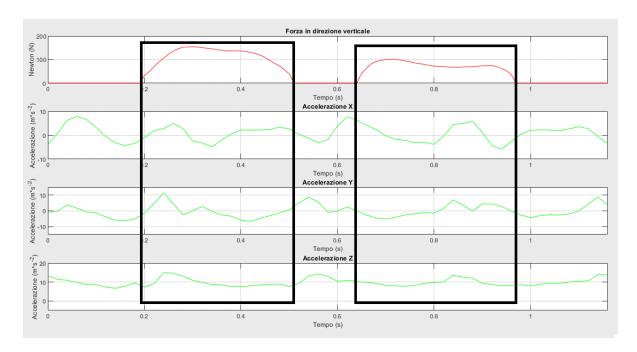
• Osservando l'accelerazione X in direzione medio-laterale è possibile notare che il contatto dell'arto posteriore inizia in corrispondenza di un massimo, poi si incontra

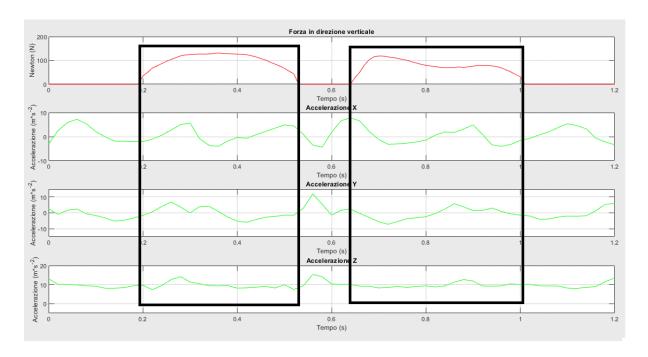
una valle, un picco, un'altra valle e in corrispondenza del successivo passaggio per lo zero corrisponde la fine del contatto.

Per gli arti anteriori non è facile definire se il contatto inizi in corrispondenza di un minimo o di un passaggio dell'accelerazione per lo zero ma durante il contatto si notano un picco, una valle e al picco successivo corrisponde la fine del contatto.

- Osservando l'accelerazione Y in direzione cranio-caudale è possibile notare che il contatto dell'arto anteriore inizia in corrispondenza di un passaggio dell'accelerazione per lo zero, dopodiché si incontra un picco, una valle e al successivo passaggio per lo zero corrisponde la fine del contatto.
 - Il contatto dell'arto posteriore inizia anch'esso con un passaggio dell'accelerazione per lo zero ma successivamente si assiste ad una valle, un picco e al successivo passaggio per lo zero corrisponde la fine del contatto.
- Osservando l'accelerazione Z in direzione verticale è possibile notare che il contatto dell'arto anteriore non è ben definito. Sembra che inizi in corrispondenza del primo picco, quello più piccolo, e termini nella piccola valle tra i due picchi successivi.
 Il contatto dell'arto posteriore è compreso tra due accelerazioni corrispondenti a quella di gravità, incontrando prima la valle e poi il picco.

È possibile osservare quanto appena sostenuto nelle immagini sottostanti che rappresentano tre dei casi in cui si verificano gli schemi descritti.





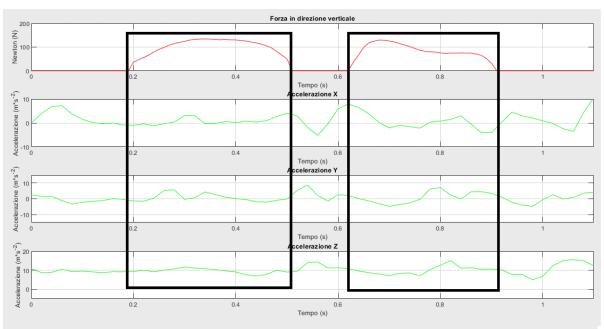


Fig34: Rappresentazione delle accelerazioni relative al sensore posizionato nella zona sacrale ottenute nelle tre direzioni durante tre acquisizioni differenti dello stesso cane.

Il problema di queste ipotesi è che si verificano solo per uno dei due pazienti e neanche per tutte le acquisizioni che si hanno a disposizione relative al sensore posizionato caudalmente.

Per il secondo paziente non è possibile effettuare nessuna ipotesi dal momento che non si è riusciti ad associare l'istante di inizio/fine del contatto oppure il picco di forza verticale con nessun elemento presente sui segnali di accelerazione.

VELOCITA' ANGOLARI

Anche in questo caso risulta impossibile fare ipotesi perché in tutte le immagini si riscontra un andamento diverso. In alcuni casi si può riconoscere uno schema per gli arti anteriori e in altri uno schema per gli arti posteriori ma difficilmente si riescono ad individuare delle immagini in cui sia gli anteriori sia i posteriori hanno lo stesso comportamento.

Come per le accelerazioni anche per le velocità angolari si può sostenere che esse mantengano la stessa forma nel tempo, il problema è dato dal fatto che ogni volta sono leggermente traslate, impedendo un'associazione con gli elementi caratteristici del passo.

A dimostrazione di ciò sono riportate le due immagini seguenti:

- Nella prima il contatto dell'arto anteriore è riconoscibile come il tratto di velocità angolare in direzione X compreso tra due massimi mentre il contatto dell'arto posteriore è compreso tra due minimi.
- Nella seconda immagine i contatti di entrambi gli arti sono compresi tra due passaggi
 per lo zero. Nell'arto anteriore si incontra prima un picco e poi una valle mentre
 nell'arto posteriore prima la valle e poi il picco.

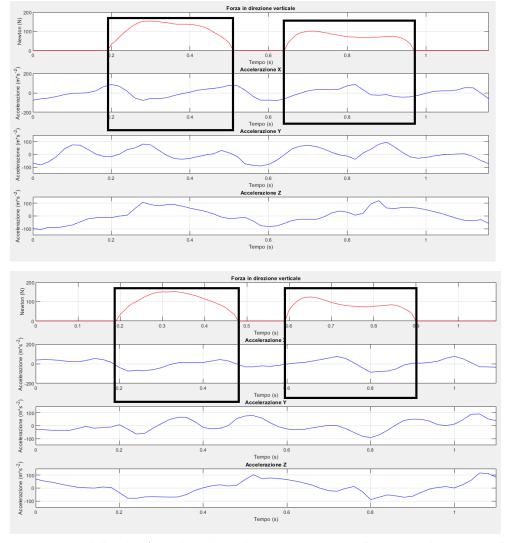


Fig35: Rappresentazione delle velocità angolari relative al sensore posizionato nella zona sacrale ottenute nelle tre direzioni durante due acquisizioni differenti dello stesso cane.

CONFRONTO CON LE ACCELERAZIONI MEDIE

Una prima considerazione che si può effettuare sui segnali medi di accelerazione è che per entrambi i cani la banda relativa alla deviazione standard risulta essere minore sui segnali di accelerazione Z in direzione verticale sia per gli arti anteriori sia per i posteriori. La stessa banda risulta essere maggiore sui segnali relativi alle accelerazioni X in direzione mediolaterale per il Cane 1 e sui segnali relativi alle accelerazioni Y in direzione cranio-caudale per il Cane 2.

Questo significa che in direzione verticale le curve relative ad ogni acquisizione che sono state sovrapposte sono molto più simili tra loro di quanto non accade per le accelerazioni nelle altre direzioni.

Le accelerazioni medie sono state utilizzate per verificare se fosse possibile individuare delle associazioni con gli elementi identificativi del passo considerando il comportamento mediamente assunto dalle accelerazioni in corrispondenza del contatto dell'arto anteriore o posteriore.

Osservando i risultati ottenuti dal Cane 1, che è lo stesso su cui è stato possibile effettuare le previsioni precedenti, si può sostenere che:

- L'accelerazione X media in direzione medio-laterale riferita all'arto anteriore non è
 concorde con le ipotesi precedenti ma in generale si può osservare che assume un
 andamento molto piatto, probabilmente a causa della media, rendendo difficoltosa
 l'individuazione di massimi e minimi.
 - Per quanto riguarda, invece, l'arto posteriore, si nota che in corrispondenza dello 0% (inizio del contatto) l'accelerazione X ha un valore maggiore di zero ma non si è in grado di sostenere che sia un massimo, come indicato dalle ipotesi precedenti. Ad ogni modo è possibile successivamente individuare una valle, un picco e un'altra valle, come indicato dalle ipotesi, e vedere un'accelerazione circa nulla in corrispondenza del 100% del passo. Come per l'arto anteriore anche per il posteriore l'accelerazione assume un andamento prevalentemente piatto, non mostrando dei picchi e delle valli particolarmente accentuati.
- Per entrambi gli arti le accelerazioni Y medie in direzione cranio-caudale confermano le ipotesi precedenti, a differenza del fatto che gli istanti di inizio e fine del passo (0% e 100%) non corrispondono perfettamente con l'accelerazione nulla ma nel caso dell'arto posteriore ci si avvicinano molto. A causa del fatto che è stata effettuata una media, sull'accelerazione dell'arto anteriore si perde il fatto che il picco è formato da due massimi, cosa che invece è ancora possibile notare sul posteriore.
- Per l'accelerazione Z media in direzione verticale riferita all'arto anteriore non si può sostenere che inizi in corrispondenza del primo picco (come sostenuto precedentemente) ma si nota inizialmente un'accelerazione in crescita fino a raggiungere il picco in corrispondenza circa del 25% e che decresce fino al 50% del passo. Prima della fine del segnale si nota un picco, come ad indicare che le ipotesi

precedentemente realizzate sono corrette. Infatti, se si osserva il tratto incorniciato dal riquadro nero nella prima immagine della figura 34 si nota che l'andamento è lo stesso. Anche per l'arto posteriore l'andamento può ritenersi paragonabile a quello espresso precedentemente ad eccezione dell'accelerazione assunta alla fine del contatto.

Per quanto riguarda il Cane 2 sui cui non era stato possibile individuare degli schemi si può solo dire che l'unica accelerazione su cui si riescono ad individuare con facilità dei massimi o dei minimi è l'accelerazione Y media in direzione cranio-caudale, nelle altre due direzioni l'andamento risulta essere principalmente piatto.

Confrontando, invece, i risultati ottenuti dai due diversi cani anche in questo caso si nota che le accelerazioni assumono andamenti totalmente diversi.

Osservando proprio l'accelerazione Y media in direzione cranio-caudale sull'arto anteriore si nota che per il Cane 1 si verifica prima il picco e poi la valle mentre per il Cane 2 prima la valle e poi il picco. Analogamente per l'arto posteriore, invertendo la sequenza di picchi e valli.

12. CONCLUSIONI - ACCELEROMETRI

Siccome non è stato possibile riconoscere per entrambi i cani degli elementi comuni tra i dati ottenuti tramite le pedane di forza e gli accelerometri, si può sostenere che lo scopo della tesi non sia stato raggiunto.

I motivi possono essere molteplici, anche e soprattutto a causa del fatto che l'impiego degli accelerometri sui cani non era mai stato affrontato prima.

Dunque gli errori potrebbero essere associati ad uno sbagliato utilizzo degli accelerometri sui cani oppure a dei codici di programmazione sviluppati nel modo errato. Anche i processi di sincronizzazione dei sensori tra di loro e con la pedana di forza non sono stati testati sufficientemente.

Nonostante la scarsità dei risultati ottenuti, si può sostenere che sviluppare nuovamente e con maggior attenzione uno studio sperimentale basato sugli accelerometri per indagare il cammino dei cani potrebbe essere molto interessante, dunque si consiglia di tenerlo a mente come possibile evoluzione del lavoro sviluppato in questa tesi.

13. BIBLIOGRAFIA

- 1. Fu YC, Torres BT, Budsberg SC. Evaluation of a three-dimensional kinematic model for canine gait analysis. AJVR 2010; 10:1118-1122
- 2. Foss K, da Costa RC, Moore S. *Three-Dimensional Kinematic Gait Analysis of Doberman Pinschers with and without Cervical Spondylomyelopathy*. J Vet Intern Med 2013; 27: 112-119
- 3. Marsh A, Eggebeen JD, Korngay JN, Markert CD, Childers MK. *Kinematic of gait in Golden Retrivers Muscolar Dystrophy*. Neuromuscolar Disorders 2010; 20: 16-20
- 4. Schwencke M, Smolders LA, Bergknut N, Gustas P, Meij BP, Hazewinkel HA. *Soft tissue artifact in canine kinematics gait analysis*. Veterinary Surgery 2012; 41: 829-837
- 5. Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW. Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. Am J Vet Res 1987; 48: 915-918.
- Foss K, da Costa RC, Rajala-Shultz PJ, Allen MJ. Force plate gait analysis in Doberman Pinschers with and without Cervical Spondylomyelopathy. J Vet Intern Med 2013; 27: 106-111
- 7. Foss K, Smith R, da Costa RC. *Kinetic and kinematic follow-up gait analysis in Doberman Pinschers with Cervical Spondylomyelopathy treated medically and surgically*. J Vet Intern Med 2018; 32: 1126-1132.
- 8. Vassalo FG, Rahal SC, Agostinho FS, Mamprim MJ, Melchert A, Takashi Kano W, dos Reis Mesquita L, Doiche DP. *Gait analysis in dog with pelvic fractures treated conservatively using a pressure-sensing walkway*. Acta Vet Scand 2015; 57-68.
- 9. Fischer S, Andres A, Nolte I, Schilling N. *Compensatory load redistribution in walking and trotting dog with hind limb lameness.* The Veterinary Journal 2013; 197: 746-752
- 10. Ragetly CA, Griffon DJ, Mostafa AA, Thomas JE, Hsiao-Wecksler ET. *Inverse dynamics analysis of the pelvic limb in Labrador Retrivers with and without Cranial Cruciate Ligament Disease.* Veterinery Surgery 2010; 39: 513-522.
- 11. Hans EC, Zwarthoed B, Seliski J, Nemke B, Muir P. *Variance associated with subject velocity and trial repetition during force platform gait analysis in a heterogeneous population of clinically normal dogs.* The Veterinary Journal 2014; 202: 498-502.
- 12. Volstad NJ, Sandberg G, Robb S, Budsberc SC. *The evaluation of limb symmetry indices using ground reaction forces collected with one or two force plates in healthy dogs.* Vet Comp Orthop Traumatol 2017; 1: 54-58.

- 13. Fanchon L, Grandjean D. Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs. AJVR 2007; 10: 1089-1094
- 14. Guerrero TG, Montavon PM. Zurich Cementless Total Hip Relplacement: retrospective evaluation of 2nd generation implants in 60 dogs. Veterinary Surgery 2009; 38: 70-80
- 15. Helm J, McBrearty A, Fontaine s, Morrison R, Yam P. *Use of accelerometry to investigate physical activity in dog receiving chemotherapy*. Journal of Small Animal Practice 2016; 57: 600-609
- 16. Dow C, Michel KE, Love M, Cimino Brown D. *Evaluation of optimal sampling interval of activity monitoring in companion dogs*. Am J Vet Res 2009; 70: 444-448
- 17. Cimino Brown D, Boston RC, Farrar JT. *Use of an activity monitor to detect response to treatment in dogs with osteoarthritis.* J Am Med Assoc 2010; 237: 66-70
- 18. Lascelles BDX, Knazovicky D, Case B, Freire M, Innes JF, Drew AC, Gearing D. A canine-specific anti-nerve growth factor antibody alleviates pain and improves mobility and function in dogs with degenerative joint disease-associated pain. BMC Veterinary Research 2015; 11: 101-112
- 19. Uijl I, Gomez Alvarez CB, Bertram D, Dror Y, Holland R, Cook A. *External validation of a collar-mounted triaxial accelerometer for second-by-second monitoring of eight behavioural states in dogs.* PLOS ONE 2017; 12: e0188481
- 20. Muller C, Gines JA, Conzemius M, Meyer R, Lascelles BDX. Evaluation of the effect of signalment and owner-reported impairment level on accelerometer-measured changes in activity in osteoarthritic dogs receiving a non-steroidal anti-infiammatory. The Veterinary Journal 2018; 242: 48-52
- 21. Barthelemy I, Barrey E, Thibaud JL, Uriarte A, Voit T, Blot S, Hogrel JY. *Gait analysis using accelerometry in dystrophin-deficient dogs*. Neuromuscolar disorders 2009; 19: 788-796
- 22. Barthelemy I, Barrey E, Aguilar P, Uriarte A, Le Chevoir M, Thibaud JL, Voit T, Blot S, Hogrel JY. Longitudinal ambulatory measurement of gait abnormality in dystrophin-deficient dogs. BMC Musculoskeleetal Disorders 2011; 12:75
- 23. Pillard P, Gibert S, Viguier E. *Development of a 3D accelerometric device for gait analyis in dogs*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2012; 15: 246-249
- 24. Pillard P, Gibert S, Viguier E. *3D accelerometric assessment of the gait of dogs with cranial cruciate ligament rupture*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2012; 15: 129-131

- 25. Lopez-Sanroman FJ, Holmbak-Petersen R, Santiago I, Gomez de Segura IA, Barrey E. *Gait analysis using 3D accelerometry in horses sedated with xylazina*. The Veterinary Journal 2012; 193:212-216
- 26. Lopez-Sanroman FJ, de la Riva Andres S, Holmbak-Petersen R, Perez-Nogues M, Fores Jackson P, Santos Gonzales M. *An accelerometric measure of the gait pattern in horses after the administration of sublingual detomidine*. Research in Veterinary Science 2014; 97: 392-397
- 27. Rhodin M, Bergh A, Gustas P, Gomez-Alvarez CB. *Inertial sensor-based system for lameness detection in trotting dogs with induced lameness.* The Veterinary Journal 2017; 222: 54-59
- 28. Holden-Douilly L, Pourcelot P, Desquilbet L, Falala S, Crevier-Denoix N, Chateau H. *Equine hoof slip distance during trota t training speed: Comparison between kinematic and accelerometric measurement tecniques*. The Veterinary Journal 2013; 197: 198-204
- 29. DuBois C, Zakrajsek E, Haley DB, Merkies K. *Validation of triaxial accelerometers to measure the lying behaviour of adult domestic horses.* The Animal Consortium 2014; 9:1