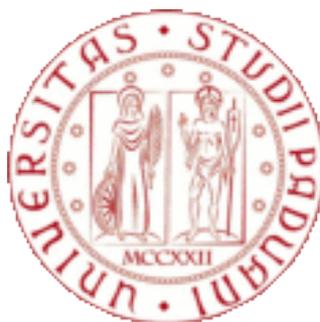


UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Medicina

Dipartimento di ingegneria dell'informazione



CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN SCIENZE E TECNICHE DELL' ATTIVITÀ MOTORIA
PREVENTIVA E ADATTATA

DEFINIZIONE DI UN INDICE DI RISCHIO DI INFORTUNIO AL LEGAMENTO
CROCIATO ANTERIORE A PARTIRE DA VARIABILI BIOMECCANICHE.

Relatore: prof. Zimi Sawacha

Correlatore: Fabiola Spolaor, Alfredo Ciniglio

Laureando: Tommaso Sartori

Anno Accademico 2021-2022

INDICE

| | |
|--|-----------|
| RIASSUNTO | 1 |
| ABSTRACT | 2 |
| CAPITOLO 1 | 3 |
| 1.1 MOVIMENTI TIPICI NEGLI SPORT DI SQUADRA | 3 |
| 1.2 INFORTUNI | 4 |
| 1.2.3 EZIOLOGIA | 5 |
| 1.2.4 EPIDEMIOLOGIA | 6 |
| 1.2.5 FATTORI DI RISCHIO | 8 |
| 1.2.6 MECCANISMI DI ROTTURA | 12 |
| 1.2.7 PREVENZIONE | 13 |
| CAPITOLO 2 | 21 |
| 2.1 INTRODUZIONE | 21 |
| 2.2 STRUTTURA ANATOMICHE | 21 |
| 2.3 STRUTTURA E LESIONI DEI LEGAMENTI | 23 |
| CAPITOLO 3 | 26 |
| 3.1 INTRODUZIONE | 26 |
| 3.2 STORIA DELL'ANALISI DEL MOVIMENTO | 26 |
| 3.3 ANALISI DEL MOVIMENTO NELLO SPORT | 26 |
| 3.4 MOTION CAPTURE | 28 |
| 3.4.1 VIDEO MOTION CAPTURE (VMC) | 28 |
| 3.4.2 STEREOFOTOGRAMMETRIA | 29 |
| 3.5 MARKER | 30 |
| 3.5.1 PROTOCOLLO IOR-GAIT | 31 |
| 3.6 PEDANE DI FORZA | 32 |
| CAPITOLO 4 | 33 |
| MATERIALI E METODI | 33 |
| 4.1 SOGGETTI | 33 |
| 4.2 TASK MOTORI UTILIZZATI | 33 |
| 4.2.1 SQUAT BIPODALICO | 33 |
| 4.2.2 SQUAT MONOPODALICO (SLS) | 34 |
| 4.2.3 DROP LANDING BIPODALICO | 35 |
| 4.2.4 DROP MONOPODALICO (SLL) | 36 |
| 4.3 SET UP | 37 |

| | |
|---|------------------|
| 4.4 SOFTWARE | 38 |
| 4.5 VARIABILI ESTRATTE | 39 |
| 4.6 STATISTICA | 39 |
| 5.1 RISULTATI | 39 |
| | |
| <u>CAPITOLO 6</u> | <u>41</u> |
| | |
| <u>DISCUSSIONE E CONCLUSIONI</u> | <u>41</u> |
| | |
| 6.1. DISCUSSIONE SANI vs INFORTUNATI | 41 |
| 6.1.1. DROP MONOPODALICO | 41 |
| 6.1.2. SQUAT MONOPODALICO | 43 |
| 6.1.3. SQUAT BIPODALICO | 46 |
| 6.2. DISCUSSIONE INFORTUNATI DROP BIPODALICO vs INFORTUNATI DROP MONO PODALICO | 47 |
| 6.2.1 GAMBA DESTRA | 47 |
| 6.2.2 GAMBA SINISTRA | 48 |
| | |
| <u>BIBLIOGRAFIA</u> | <u>52</u> |
| | |
| <u>APPENDICE</u> | <u>61</u> |

RIASSUNTO

Presupposti dello studio: Gli sport di squadra sono caratterizzati da movimenti particolari che stressano alcune strutture anatomiche come ad esempio il legamento crociato anteriore (LCA). È fondamentale creare dei programmi preventivi per ridurre il rischio di questo tipo d'infortunio. Ad oggi le tecniche più utilizzate sono poco precise e per lo più di tipo osservativo.

Scopo dello studio: Verificare se, grazie all'analisi biomeccanica di task specifici si possano individuare delle variabili chiave come indice quantitativo di rischio d'infortunio al LCA.

Materiali e metodi: Sono stati reclutati e acquisiti 23 soggetti presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova. Ad ognuno di essi è stato chiesto di eseguire tre ripetizioni di squat mono e bipodalico e drop landing mono e bipodalico, mentre venivano registrate la cinematica articolare e le forze di reazione al suolo. Da ogni ripetizione sono stati estratti gli angoli e i momenti articolari e le forze di reazione al suolo.

Risultati: I task bipodalici, in particolare lo squat non denotano particolari differenze tra i due gruppi per via del fatto che non stressano eccessivamente le strutture coinvolte.

Al contrario la maggior parte delle variabili estratte dai task monopodalici sono specchio di situazioni di alta variabilità nella gestione dei task in particolare nel gruppo degli infortunati

Conclusioni: Il task di drop landing monopodalico, risulta essere il task che più di tutti stressa le articolazioni e mette fortemente in crisi i soggetti. Si può pensare allora a delle proposte di test che prevedano solo task monopodalici o su superfici instabili o instabili che rendono le situazioni di atterraggio più difficili da gestire.

ABSTRACT

Background: Team sports are related to specific movements that stress different anatomical structures such as the anterior cruciate ligament (ACL). Creating preventive programs is critical for reducing the risk of incurring this type of injury. Nowadays, the most used techniques are not specific and are mainly based on observations.

Aim of the study: We verify, through a biomechanical analysis of specific tasks, if it would be possible to identify key variables that could be used as a quantitative index for ACL injury risks.

Materials and methods : 23 subjects were recruited from the Laboratorio di bioingegneria del Movimento of Department of Information Engineering of Padua University. Joint kinematics and ground reaction force was measured for each participant performing three sets of single and double legs squats, and three sets of single and double legs drop landing.

Results: Double legs tasks, in particular squats, did not show any significant difference between the two groups and they didn't show any presence of excessively load on the anatomical structures involved in the movement.

Conclusions: Our results showed that single leg drop landing exercise was the task that revealed the highest loads applied to the joints, and was also the most challenging task for the athletes. This suggests single leg tasks are suitable task in order to test the athletes prior to define their return on field. Future development might include or exercises on unstable surfaces, which make landing even more challenging to perform.

CAPITOLO 1

1.1 MOVIMENTI TIPICI NEGLI SPORT DI SQUADRA

Gli atleti che praticano sport di squadra come il calcio, la pallacanestro o il rugby devono possedere una serie di qualità fisiche indispensabili per un efficace sviluppo di gioco.

E' necessario saper correre, a ritmi variabili su distanze diverse, con continui cambi di direzione, saper eseguire facilmente dei salti, da fermi o con rincorsa, per superare l'ostacolo costituito dagli avversari e, contemporaneamente, lanciare o calciare la palla, a varie distanze, entro il campo di gioco. L'elevato controllo del gesto tecnico, sia nei passaggi ai compagni di squadra che nel compiere il task motorio tipico, si rivela fondamentale per arrivare a segnare il punto. Gli atleti devono saper lottare e muoversi in spazi molto limitati, spesso ben precisi del terreno di gioco, per il possesso della palla stessa. La ripetizione continua di questi sforzi atletici, magari sotto la pressione di uno o più avversari, con tempi di recupero molto brevi, è caratteristica degli sport di squadra.

In questa tipologia di sport, l'attività sportiva è caratterizzata dall'alternarsi di momenti a impegno prevalentemente aerobico, come la corsa a bassa velocità, il cammino, i recuperi o pause di gioco, con altri a impegno anaerobico, prevalentemente di tipo lattacido, come i tiri in corsa, salti, sprint, le accelerazioni, i cambi di direzione e di velocità, anche se forse, non è da trascurare una componente lattacida nella prestazione.

Nella programmazione dell'allenamento vanno considerate come vero impegno intensivo, le caratteristiche accelerative e decelerative, senza disgiungerle troppo dalla situazione tattica che si verifica principalmente in assenza della palla, ma che risulta condizionata dalla posizione della stessa, per l'occupazione o la difesa degli spazi.

La corsa, a diverse velocità con elevati impegni di forza, si combina spesso con i cambi di direzione, che possono anche divenire dei cambi di senso, a seconda dell'angolo che si stabilisce fra la prima fase di corsa e la successiva, dove la capacità di decelerazione risulta essere di estrema importanza. In tutti gli sport di squadra, i giocatori non correranno mai sempre in linea retta per tutta la distanza del campo ma effettueranno delle decelerazioni che permetteranno successivamente al soggetto, di cambiare, anche di pochi gradi, la sua traiettoria di corsa e accelerare nuovamente. Di fatto, ogni 60 secondi, abbiamo in media oltre 15 secondi di accelerazioni e decelerazioni, quindi di azioni intense che verranno ovviamente distribuite, in maniera casuale, in funzione della situazione di gioco e che ci testimoniano un elevato impegno muscolare [1]. Un buon giocatore tendenzialmente deve possedere qualità di resistenza specifica medio - alte ed elevate capacità di scatto e salto, oltre che buone doti di forza, coordinazione e flessibilità articolare. Infatti, tutti gli sport di squadra richiedono l'erogazione di una serie di sforzi intermittenti, alternanza di sprint brevi e salti con pause attive o passive.

Dal punto di vista fisiologico e biomeccanico, gli sport come calcio, rugby e, pallacanestro sono classificati tra le attività a impegno aerobico - anaerobico alternato, in cui si devono trovare :

- ❖ particolari caratteristiche di resistenza speciale;
- ❖ richieste distrettuali di forza media – elevate;
- ❖ qualità tecniche, coordinative e psicologiche.

1.2 INFORTUNI

L'infortunio è un evento che può accadere quando l'atleta è esposto ad una determinata attività sportiva in tempi e luoghi noti, solitamente durante allenamenti o competizioni.

La maggior parte degli infortuni sportivi riguarda muscoli, tendini, legamenti e articolazioni, mentre in un numero più limitato di casi si riportano fratture di ossa o danni agli organi interni.

1.2.3 EZIOLOGIA

Nell'ultima indagine Istat del 2015, oltre 20 milioni di italiani hanno dichiarato di praticare uno o più sport; l'incidenza di chi pratica sport, sulla popolazione dai 3 anni in su, è del 34.3%. Tra questi il 24,5% lo fa assiduamente, solo il 9.8% in modo saltuario. La pratica sportiva continuativa è cresciuta negli ultimi 25 anni dal 15.9% all'attuale 24.5%. e vede gli uomini più attivi (41.2%) rispetto alle donne (27.7%). Lo sport normalmente è più praticato tra i ragazzi/e nell'età compresa tra 11 e 14 anni (70.3%), percentuali che però decrescono all'aumentare dell'età. La palestra con ginnastica, aerobica, fitness e cultura fisica è la preferita da 5.097.000 persone (il 25.2% degli sportivi), seguita dal calcio con 4.642.000 sportivi (23%) e sport acquatici con 4.265.000 praticanti (21.1%). Si è rilevato che il nuoto è lo sport più popolare tra i bambini fino a 10 anni, ma probabilmente sono scelte fatte dai genitori; il calcio tra gli under 35 e la palestra è la preferita dagli adulti dai over 35 [2].

Tutti gli sportivi, amatoriali o professionisti, nella loro attività rischiano d'infortunarsi. Le strutture del nostro corpo, infatti, quando sono sottoposte a continue e ripetute sollecitazioni, si logorano più rapidamente e il rischio d'infortunio inevitabilmente diventa più alto.

L'infortunio diventa così un serio ostacolo, non solo nell'esercizio dell'attività sportiva/lavorativa ma anche, per la possibilità di condurre uno stile di vita corretto, caratterizzato da un'attività fisica continua e regolare.

Nelle attività sportive, l'articolazione che risulta più esposta ad infortunio risulta la caviglia, seguita dal ginocchio, poi troviamo le lesioni a mano, polso e dita, come si può notare dall'elenco, riportato a seguito, con le diverse percentuali di incidenza di infortunio nelle varie articolazioni [3].

1. Caviglia 27.1%

2. Ginocchio 17.4%
3. Mano e polso 13.3% (di cui 5.0% al polso)
4. Testa 13.0% (di cui 4.5% al viso, 4.1% nuca e collo, 2.1% cranio ed encefalo, 1.1% agli occhi)
5. Addome e torace 5.7%
6. Polpaccio 5.0%
7. Spalla 4.9%
8. Avambraccio e gomito 4.0%
9. Colonna vertebrale 3.4%
10. Piede 3.3%
11. Coscia 3.1%

Come si può notare l'articolazione del ginocchio, pur non essendo in prima posizione, risulta comunque tragicamente interessata da molti infortuni. Le strutture anatomiche maggiormente sollecitate, quindi più a rischio, risultano essere i legamenti crociati, specialmente quello anteriore [4].

1.2.4 EPIDEMIOLOGIA

Il 60% degli interventi chirurgici, legati allo sport, riguardano gli esiti di lesioni al ginocchio negli atleti delle scuole superiori. Secondo alcuni studi, le lesioni a carico del LCA arrivano a rappresentare il 50% di tutte queste lesioni al ginocchio. Secondo i Centers for Disease Control and Prevention, nel 2006 i costi della chirurgia di ricostruzione dell'ACL sono stati stimati in quasi \$ 1 miliardo.

Per dare un'idea dell'incidenza e dell'effettivo rischio annuale di questo tipo d'infortunio, tra gli atleti delle scuole superiori, Gornitzky e colleghi hanno eseguito una revisione sistematica e una metanalisi. Il loro studio ha evidenziato, per le donne, un'incidenza complessiva di 0,081 lesioni LCA per 1000 esposizioni in tutti gli sport combinati. Per loro, gli sport più rischiosi sono risultati: il calcio e il basket, con un rischio di infortunio al LCA rispettivamente dell'1,1% e dello 0,9% a stagione. Negli atleti di sesso maschile, l'incidenza complessiva di lesioni LCA scende allo 0,05 per 1000 esposizioni. Per gli uomini

gli sport più rischiosi, secondo questa analisi, sono il calcio e il lacrosse in cui, rispettivamente, si riscontra lo 0,8% e lo 0,4% di rischio di avere un infortunio al LCA ogni stagione. Dai dati, risulta evidente come le atlete abbiano un tasso complessivamente più alto di infortuni per esposizione (rischio relativo, 1,57; 95% con un intervallo di confidenza [CI] di , 1,35–1,82) rispetto agli atleti maschi, e in sport comparabili, come calcio e basket rispettivamente 3.7 e 3.8). Se invece si considerano questi rischi stagionali, specifici dello sport, riferiti ad un atleta che pratici più attività, per un periodo di 4 anni, si è visto che il rischio di subire uno strappo del LCA, durante la carriera liceale può raggiungere anche il 5-10%.

Molti studi riferiscono che la maggior parte delle lesioni LCA, sono dovute a meccanismi senza contatto. Recentemente questi risultati sono stati contestati, in un lavoro, effettuato in 100 scuole superiori statunitensi, dal 2007 al 2012, da Joseph e colleghi, dove si rende noto come il 58,8% delle lesioni ACL si sia verificato a causa di un meccanismo di contatto. Indipendentemente dalla reale percentuale di lesioni al LCA senza contatto, è comunque certo che una percentuale significativa di queste, può essere causata anche da meccanismi senza contatto; questo dato, ha reso la lesione LCA un soggetto importante su cui concentrare gli sforzi di prevenzione e di conseguenza anche oggetto di numerosi studi.

In uno di questi, retrospettivo, incentrato solo sulle lesioni primarie del LCA senza contatto, Beynnon e colleghi hanno evidenziato che gli atleti, nel periodo del college avevano un rischio di lesioni, significativamente più elevato, rispetto agli atleti delle scuole superiori, dopo l'adattamento per sport e sesso (rischio relativo, 2,38; IC 95%, 1,55-3,64).

Se poi passiamo ad analizzare anche pazienti-sportivi che hanno avuto precedenti ricostruzioni del LCA, altri studi possono esserci di aiuto con due importanti risultati. Il primo è rende noto che nei primi due anni dopo l'intervento chirurgico, chi si è operato può rischiare di rompere il LCA controlaterale o di strappare l'innesto del nuovo legamento. La seconda scoperta,

è che chi ha avuto una precedente lesione del LCA, ha un rischio, significativamente maggiore, da 4 a 25 volte di avere una seconda lesione del LCA. Questi studi epidemiologici, sono incredibilmente importanti, nell'identificare i fattori di rischio inerenti alla lesione del LCA, nel fornire informazioni ai pazienti ed alle famiglie per quanto riguarda i loro fattori di rischio individuali e, soprattutto, come, laddove sia possibile, modificare questi fattori per fare diminuire il rischio di una successiva lesione di LCA [5].

1.2.5 FATTORI DI RISCHIO

Da quanto detto risulta evidente che facendo sport, si possa incorrere in infortuni, alcuni dovuti a eventi traumatici, altri, la maggioranza, dovuti alla somma di stress a cui è sottoposto l'atleta durante la sua attività; chiaramente le sollecitazioni da sport incidono sui delicati equilibri della statica e della dinamica corporea. Questi fattori di rischio

| Risk factors. | |
|--|-------------------------|
| Modifiable | Nonmodifiable |
| Intrinsic | Intrinsic |
| BMI | Female gender |
| Neuromuscular and biomechanical deficits | Femoral notch size |
| Hormonal status | ACL volume |
| Fatigue | Posterior tibial slope |
| Extrinsic | Ligamentous laxity |
| Footwear | Extremity alignment |
| Playing surface | Previous ACL injury |
| Weather condition | Genetics predisposition |
| Level of competition | |
| Type of sport | |

Tabella 1: fattori di rischio modificabili e non modificabili

possono quindi essere classificati in 2 grandi classi: fattori di rischio modificabili e non modificabili; i modificabili si possono suddividere a loro volta in intrinseci ed estrinseci mentre quelli non modificabili, possono essere solamente intrinseci [4].

- Fattori intrinseci non modificabili sono: sesso, variazioni anatomiche, storia di una precedente lesione all' LCA e predisposizione genetica

- Intrinseci modificabili: l'indice di massa corporea (BMI), stato ormonale al momento della pratica sportiva, deficit neuromuscolari e anomalie biomeccaniche.
- Estrinseci modificabili: ambiente di gioco, livello di competizione e tipologia di sport.

Fattori di rischio anatomici:

Un fattore di rischio anatomico che non può essere modificato è sicuramente la tacca femorale. Dagli studi effettuati si è visto che gli sportivi con una tacca femorale stretta possono rischiare molto più facilmente la lesione all'LCA anche senza nessun tipo di contatto, indipendentemente dal sesso e dalla forma della tacca. Secondo questa ricerca, la stretta relazione tra una ridotta area della sezione trasversale dell'LCA e una ridotta area della tacca femorale, va considerata come un fattore per determinare un aumentato rischio di rottura dell'LCA.

Altri possibili fattori di rischio anatomici sono individuabili nella pendenza tibiale posteriore-inferiore diretta e nella profondità superficiale del plateau tibiale mediale. Una rilevante importanza ha anche la lassità legamentosa, che, secondo Myer et al. [6], è particolarmente presente in atleti di sesso femminile che partecipano a sport ad alto rischio come il basket e il calcio. Sottoponendo i soggetti a delle valutazioni in statica è emerso che un mal allineamento dei segmenti corporei possa portare ad un aumentato rischio di rottura del legamento crociato anteriore; i segmenti che sono stati valutati sono un aumento della pronazione sub talare, eccessiva caduta navicolare e il ginocchio ricurvato.

Un fattore di rischio anatomico modificabile, associato a lesioni LCA è un BMI elevato [7]. Riguardo a quanto detto, Evans et al., hanno dimostrato che un BMI più alto in combinazione con una tacca femorale stretta può predisporre i giovani atleti ad infortunio senza contatto all'LCA.

Fattori di rischio biomeccanico e neuromuscolare:

I fattori di rischio neuromuscolari e biomeccanici hanno ricevuto una notevole attenzione visto che possono essere modificabili. Tali fattori comprendono le differenze biomeccaniche tra soggetti che si sono infortunati e quelli non

infortunati ed i diversi movimenti di atterraggio, torsione, e taglio. Si è visto che gli sportivi infortunati mostrano un aumentato momento di abduzione del ginocchio e abduzione inter-segmentale, all'aumento delle forze di reazione al suolo [8].

È risultato evidente che le ragazze atterrando dopo un salto, eseguono manovre di taglio e torsione, con una minor flessione del ginocchio e dell'anca. In questo modo aumentano il valgismo del ginocchio, la rotazione interna dell'anca, la rotazione esterna della tibia e l'attività muscolare del quadricipite in relazione al compartimento posteriore dei muscoli ischio crurali, creando un evidente squilibrio della forza nelle gambe, nella flessibilità e nel controllo[9].

Anche l'affaticamento muscolare aggrava ulteriormente la scarsa biomeccanica, creando un aumento del rischio di lesione, soprattutto nell'ultima parte del movimento sportivo [10].

Si è riconosciuto un ruolo fondamentale alla stabilità e alla propriocezione del Core, visto che uno scarso riposizionamento del busto dopo uno spostamento laterale era un predittore di infortunio nelle ragazze ma non nei ragazzi [11] [12].

Fattori di rischio sesso specifico e ormonali:

Dai dati che si ricavano dalla letteratura è evidente che le ragazze hanno un rischio più elevato di lesioni LCA da non contatto, rispetto ai ragazzi, su sport simili che coinvolgono movimenti di taglio, decelerazione, e/o salto [13].

La ricerca ha identificato recettori del progesterone e di estrogeni nello strappo dell'LCA, il che può far evincere che sia presente un'influenza ormonale nelle rotture del LCA [14].

Alcuni studi scientifici hanno preso in esame la relazione che c'era tra ciclo mestruale e rischio di lesione; mentre altre ricerche hanno messo in evidenza come il rischio di rottura del legamento crociato anteriore avveniva nel periodo in cui inizia la fase follicolare pre-ovulatoria, e alla fine di questa; altre trattazioni invece, hanno indicato che il rischio di rottura aumenta nella fase post ovulatoria e durante il ciclo mestruale [15].

In questo momento, non esiste una risposta chiara al ruolo dello stato ormonale nella lesione dell'LCA

Fattori di rischio ambientali:

Al tipo di calzature, in particolare a scarpe che forniscono una maggiore resistenza torsionale con il terreno, come quelle con numero più lungo e più alto di tacchetti, è associato un tasso di lesioni significativamente più elevato [16]. Ha una forte incidenza anche il tipo di superficie di gioco; sembra che le superfici che vanno a produrre un maggior attrito, scarpa terreno, sembra, siano quelle più dannose.

Nei fattori di rischio legati all'ambiente non possono mancare quelle che sono le situazioni mutevoli, riguardanti le condizioni atmosferiche, infatti ci sono degli studi che hanno dimostrato che gli infortuni sono meno comuni con un terreno umido in quanto va a ridurre i coefficienti di attrito [17].

Altri fattori di rischio:

Ci sono anche altri fattori intrinseci e non modificabili che non sono stati trattati precedentemente, da associare a un aumento del rischio di lesioni al legamento crociato anteriore; uno, importante, è da ricercare in una precedente lesione al legamento che sicuramente costituisce un rischio maggiore di lesione nel ginocchio omolaterale, così come in quello controlaterale [18].

Secondo Flynn et al. l'infortunio del legamento crociato anteriore è legato ad una componente genetica, infatti i soggetti esaminati, con una lacerazione del legamento crociato anteriore, avevano il doppio delle probabilità di avere un parente (primo, secondo o terzo grado) con una rottura del legamento crociato anteriore [19].

Rischio di lesioni ricorrenti del legamento crociato anteriore:

Un'altra informazione importante che troviamo in letteratura fa notare, come la rottura dell'innesto, possa avvenire con un 15% di probabilità in più, rispetto alla rottura primaria dell'LCA [20].

Una particolare attenzione deve essere riservata ai soggetti giovani che incorrono nella ricostruzione del legamento crociato anteriore, con la tecnica Allograft.; una tecnica che prevede l'innesto di tendini da donatore, che ha sicuramente i suoi benefici ma comunque porta con sé un indice di incidenza di rottura più elevato rispetto ad altre tecniche [21].

1.2.6 MECCANISMI DI ROTTURA

Gli infortuni si verificano frequentemente sia durante le partite che durante gli allenamenti. Sport come il calcio, la pallacanestro, la pallavolo, la pallamano, il lacrosse, la ginnastica e lo sci alpino comportano un rischio elevato di lesioni per gli atleti.

I task di atterraggio sono spesso considerati come i principali movimenti sportivi responsabili delle lesioni del legamento crociato anteriore. Degli studi epidemiologici, in cui sono state prese in esame analisi video di lesioni al legamento crociato anteriore, hanno portato i ricercatori a confrontare quelle che erano differenze tra maschi e femmine in termini di meccanica di atterraggio e profili di allineamento complessivo degli arti inferiori.

In uno studio prospettico incentrato su atlete, Hewett et al [22] hanno preselezionato 205 atlete osservando la cinematica tridimensionale e i carichi articolari durante un compito di atterraggio con salto. Il risultato è stato che le 9 atlete che hanno avuto una lesione del legamento crociato anteriore avevano angoli di abduzione del ginocchio maggiori di 8° , momenti di abduzione del ginocchio 2,5 volte maggiori e forze di reazione al suolo del 20% maggiori all'atterraggio rispetto alle loro compagne di squadra che non avevano lesioni. I fattori individuati sono stati identificati come predittori indipendenti di lesioni al legamento crociato anteriore.

Altri studi prendono in esame le attività di taglio, nei movimenti di cambio di direzione, hanno dimostrato che i movimenti del piano coronale dell'anca, in particolare l'adduzione, sono i principali responsabili dell'aumento dell'abduzione del ginocchio [23][24].

Naturalmente si deve fare attenzione anche ai gradi di flessione dell' anca e del ginocchio nel momento di atterraggio, che se ridotti, andranno considerati come fattori di rischio per la lesione del legamento crociato anteriore. Si è visto come proprio questa specifica posizione, dell'arto inferiore, faccia aumentare i carichi sui vincoli statici delle articolazioni (legamenti, capsula) invece che sui vincoli dinamici (muscoli, tendini) che dovrebbero essere deputati normalmente al controllo del movimento [25].

Si è visto come abbia molta influenza anche la meccanica del piano trasversale; una rotazione interna dell'anca può contribuire al valgismo del ginocchio che comporterà anche una rotazione interna della tibia e una conseguente significativa sollecitazione, a carico del legamento crociato anteriore [26].

Quando si combinano questi tre piani di movimento, come in un contesto che veda un'atleta femminile, atterrare da un salto con l'anca relativamente estesa e ruotata internamente, il ginocchio in quasi completa estensione e in valgo con la tibia ruotata internamente e il piede piantato, tende a verificarsi il tipico infortunio all' LCA senza contatto.

Quando si parla di meccanismi di rottura, si devono sicuramente tenere in considerazione le posizioni dei segmenti anatomici, ma bisogna considerare anche l'importanza che ha il controllo neuromuscolare dell' arto inferiore [27]. Alcuni dei fattori di rischio associati alla lesione dell'LCA, di tipo neuromuscolare , sono:

- un'elevata attivazione dei muscoli quadricipiti rispetto agli hamstring,
- un'attivazione precoce degli hamstring quando il piede tocca il suolo,
- una maggiore attivazione dei quadricipiti e del grande gluteo con una ridotta attivazione degli hamstring e del gastrocnemio.

1.2.7 PREVENZIONE

Una migliore comprensione della cinematica del ginocchio ha permesso ai ricercatori di sviluppare programmi di prevenzione di successo, riducendo il rischio di lesioni LCA senza contatto di circa il 50%. In una metanalisi del 2012

sui programmi di prevenzione delle lesioni LCA, gli autori hanno scoperto che più giovani sono gli atleti, più efficace è il programma nel prevenire le lesioni. Questo risultato non è sorprendente, considerando che la maggior parte dei fattori di rischio, posturali e dinamici, per le lesioni al legamento crociato, sembrano svilupparsi come un normale processo di maturazione nelle donne. I programmi preventivi dovrebbero quindi essere istituiti nella fase preadolescenziale o all'inizio dell'adolescenza, prima che gli atleti sviluppino modelli di attivazione neuromuscolare e cinematica scorretti che in un futuro potrebbero portare all' infortunio [5].

Per cercare di prevenire l'infortunio, al legamento crociato anteriore, la letteratura ci suggerisce metodiche varie, di due principali tipologie diverse, osservative e numeriche. Con tali metodologie individuano degli indici di rischio grazie ai quali siamo in grado di determinare l' effettivo rischio di un futuro infortunio al legamento crociato anteriore, e di attuare eventualmente delle strategie di intervento per evitarlo.

Le principali metodiche utilizzate sono:

- SEBT (Star Excursion Balance Test): Un test che secondo la letteratura scientifica, può essere utilizzato per determinare misure oggettive, nel differenziamento dei deficit degli arti inferiori e miglioramenti nel controllo posturale, è lo (SEBT). Il SEBT non è altro che una serie di squat con un solo arto, si utilizza l'arto non statico per raggiungere il punto più lontano nelle linee disegnate sul terreno a forma di stella.

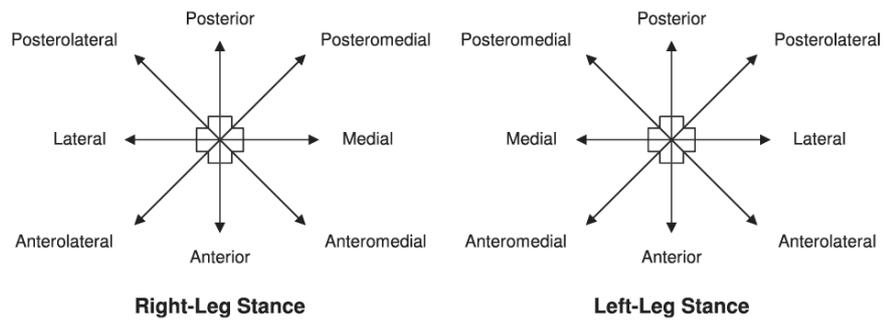


Immagine 1: direzioni che l'arto controlaterale deve seguire

Con istruzioni e pratica appropriate da parte dell'atleta e la normalizzazione delle distanze di raggiungimento, il SEBT può anche essere utilizzato come strumento di screening e può aiutare a prevedere la lesione all'arto inferiore. Tuttavia, nessuno ha esaminato questo corpus di letteratura per determinare l'utilità del SEBT nelle applicazioni cliniche [28].

- Un secondo studio di Ivana Hanzilkova [29] attraverso una revisione della letteratura è andato a esaminare le proprietà psicometriche del Landing error scoring system (LESS) nella sua struttura originale. Il LESS è uno strumento di assessment clinico, di facile impiego, per identificare soggetti che presentano un rischio di incorrere in infortuni da non-contatto, come nelle lesioni del LCA. Si basa sulla valutazione multi planare della biomeccanica del movimento di jump-landing per attribuire, successivamente, un punteggio in relazione agli item. I soggetti con peggior tecnica (*LESS score* >6) dimostrano maggiore valgismo di ginocchio, rotazione interna dell'anca, incremento delle forze di taglio anteriori e di reazione verticale al suolo. La qualità del movimento risulta essere un importante fattore biomeccanico predittivo, specialmente negli infortuni a carico del LCA [30]. In un altro lavoro di Tron Krosshaug [31] è stato analizzato il test di Vertical drop jump (VDJ) tramite l'analisi cinematica. Questo task motorio è sempre stato utilizzato come uno strumento di screening clinico per diagnosticare un rischio di rottura del LCA.

Sono state studiate 5 variabili:

1. angolo di valgismo iniziale del ginocchio al contatto iniziale,
2. il momento di abduzione di picco del ginocchio,
3. l'angolo di flessione di picco del ginocchio,
4. la forza verticale di picco di reazione al suolo
5. lo spostamento mediale del ginocchio.

Nelle giocatrici senza lesioni precedenti, nessuna delle variabili del VDJ è stata associata a un aumento del rischio di lesioni. Pertanto, il VDJ non può essere utilizzato come test di screening per prevedere le lesioni al legamento crociato anteriore nelle giocatrici di calcio e pallamano d'élite.

Dei 5 fattori di rischio considerati, lo spostamento mediale del ginocchio è stato l'unico fattore associato a un aumento del rischio di lesioni al legamento crociato anteriore. L'obiettivo del quarto studio preso in esame [32] era quello di andare ad analizzare, se la Motion Analysis era una metodica adeguata, per fare uno screening di prevenzione della rottura al legamento crociato anteriore. Dalla letteratura presa in considerazione nella ricerca è emerso che l'analisi del movimento rappresenta un ottimo strumento per la valutazione del rischio al LCA, ma non sono mai stati fatti ulteriori studi in cui la Motion Analysis viene applicata, per la valutazione del recupero da lesioni precedenti o comunque, per una pianificazione di programmi di prevenzione negli atleti.

- Nello studio di Gregory D. Myer et al.[33], viene sottolineata l'efficacia del Tuck Jump per mettere in evidenza i difetti di tipo tecnico negli atleti, indicativi per l'aumento del rischio di infortunio al LCA.

Facendo una valutazione mediante il Tuck jump, si possono, allo stesso tempo, individuare squilibri muscolari e fornire indicazioni valide per un trattamento preventivo che non faccia incorrere in un infortunio.

Molteplici fattori possono essere alla base delle differenze nel rischio di lesioni del LCA; il controllo neuromuscolare può essere il fattore

modificabile più importante perché può essere affrontato con l'allenamento pliometrico. Il tuck jump è, quindi, uno strumento adatto per il monitoraggio e la valutazione del controllo neuromuscolare, ma nonostante ciò, i ricercatori sono concordi nel dire che sarebbero necessarie ulteriori ricerche per determinare l'affidabilità e la validità del test preso in esame.

- Nello studio di Gregory D. Myer et al.[34] è stata analizzata, con una metodica di tipo osservativo, l'efficacia, tramite l'esercizio di back squat, la valutazione di soggetti, nel controllo neuromuscolare, di forza, stabilità e mobilità all'interno della catena cinetica.

I ricercatori hanno deciso di destrutturare il gesto sportivo per andarlo a valutare con una scala chiamata Back Squat Assessment (BSA). Gli autori sostengono che le difficoltà o i deficit di movimento, osservati attraverso la guida della BSA possano aiutare ad individuare i soggetti che possono avere un rischio elevato di lesioni e delle prestazioni fisiche non ottimali. Il BSA è uno strumento versatile che fornisce un mezzo alternativo alla valutazione di laboratorio, onerose e sofisticate, per identificare i deficit biomeccanici.

I criteri da valutare, forniti nella BSA sono dieci, sotto categorizzati in tre domini completi:

- parte superiore del corpo
- parte inferiore del corpo
- meccanica del movimento.

Da quanto è stato oggetto di approfondimento, grazie alla BSA, risultano evidenti determinati concetti :

- le forze di taglio sono più elevate con angoli di flessione del ginocchio maggiore, ma le forze sui legamenti crociati diminuiscono,
- Varo o valgo, sono attribuibili sia a uno scarso controllo neuromuscolare che alla mancanza di forza nella muscolatura degli arti inferiori. Si riscontra una maggiore presenza di casi di valgismo durante l'esecuzione dello squat,

- Si considera un deficit la discesa troppo veloce, infatti, quando si è in nella fase eccentrica del movimento, non controllata, si può notare un angolo di progressione tibiale eccessivo e/o talloni che si staccano da terra,
- Una discesa errata, comporta un'applicazione di forze di taglio sul ginocchio anteriore, diminuendo il reclutamento della muscolatura della catena posteriore,
- Un'attività dominante del quadricipite femorale, rispetto ai muscoli ischiocrurali e glutei, a causa di una ridotta flessione del ginocchio, può essere identificato come un fattore che aumenta il rischio d'infortunio al LCA,

Da quanto esposto precedentemente, si può giungere alla conclusione che non esista un rischio di lesione al legamento crociato anteriore, durante una flessione estrema del ginocchio, ma che invece, sia di aiuto allo sviluppo di un equilibrio muscolare, tra il compartimento anteriore e il compartimento posteriore della coscia. L'esercizio squat può migliorare la stabilità attiva del ginocchio, se eseguito correttamente e può ridurre il rischio di lesioni sportive, per le strutture passive del ginocchio.

- Il single leg squat (SLS) è stato preso in esame nello studio di Räsänen AM, Pasanen K, Krosshaug T, et al. [35] per valutare visivamente se l'instabilità del ginocchio nel suo piano frontale, potesse essere associata ad una lesione del LCA.

Il test SLS è stato utilizzato in un gruppo di 306 atleti di *basket* e *floorball*. Non è stata riscontrata alcuna associazione tra variabili sul piano frontale e lesioni al ginocchio. Non c'era alcuna relazione tra le caratteristiche prestazionali SLS del ginocchio o dell'anca o tra eventuali asimmetrie e rischio di lesioni del LCA. I risultati possono essere dovuti alla mancanza di precisione in questa valutazione, vista la modalità di valutazione di tipo osservativo.

- Vertical Drop jump (VDJ) è stato preso in esame in uno studio di Petushek et al. andando ad ottenere lo stesso risultato dello studio

precedente. Lo studio si è rivelato essere poco preciso ed affidabile in quanto una altezza di soli 30 cm del gradino, dal quale si è effettuato il VDJ, potrebbe non essere sufficiente per evidenziare disfunzioni motorie o riflettere il tipico movimento di lesione unilaterale.

In contrasto con i risultati dello studio di Petushek et al., uno studio recente ha rilevato che angoli di valgo elevati e minor flessione del ginocchio ,al contatto iniziale, da un atterraggio di una gamba sola erano associati a un aumento del rischio di lesioni del LCA [36].

Una prevenzione adeguata, in ogni caso, deve sempre iniziare da un'attenta e personalizzata valutazione dell'atleta (soprattutto di quello giovane, che è in continua crescita). Tale valutazione, deve essere fatta in momenti diversi, sia ad inizio stagione che durante la pausa invernale/estiva, al fine di non sottovalutare le alterazioni posturali che costringono il corpo a viziare ogni gesto sport-specifico che potrebbe portare al rischio d'infortunio. Da questa valutazione deve essere prodotto un programma per una corretta rieducazione posturale, tramite allungamento muscolare che porti alla correzione dei compensi e al rinforzo della muscolatura, sia del tronco che bacino. L'osservazione che precede la valutazione, è estremamente importante per capire se esista un deficit di forza, di una gamba rispetto all'altra, uno squilibrio muscolare, tra muscoli anteriori e posteriori della coscia, una lassità legamentosa del ginocchio e una ridotta capacità di equilibrio.

Un corretto programma di prevenzione, della lesione del LCA, si deve basare anche su un allenamento funzionale globale, tale da permettere lo sviluppo della forza stabilizzatrice (con esercizi che sviluppino la velocità di attivazione della muscolatura flessoria del ginocchio), di incrementare le capacità coordinative dell'atleta, durante il gesto sport-specifico (attraverso circuiti di esercizi dinamici su piani di appoggio sempre più instabili e destabilizzanti) e apprendere delle strategie che il corpo userà in maniera automatica per tutelare i legamenti (ad es: un corretto atterraggio dopo un salto, per evitare il movimento traumatico in iperestensione; il controllo delle rotazioni del ginocchio durante sprint

improvvisi, bruschi cambi di direzioni, balzi con una sola gamba e gesti esplosivi).

In sintesi, si ritiene che ogni atleta, per poter abbassare la percentuale di rischio degli infortuni, debba seguire un programma personalizzato di esercizi che ne permettano, l'aumento del controllo e della stabilità corporea e allo stesso tempo, ne incrementino contemporaneamente, la velocità del gesto tecnico specifico.

Basandomi su specifici studi sull'argomento, nel mio elaborato ho scelto di utilizzare dei task come lo squat, monopodalico e bipodalico e il drop, monopodalico e bipodalico, per calcolare un effettivo indice di rischio di rottura del LCA. Utilizzando l'analisi del movimento, all'interno del laboratorio di biomeccanica dell'Università di Padova, ho cercato di eliminare la componente soggettiva dell'osservatore nella valutazione del rischio d'infortunio al legamento crociato anteriore, per arrivare ad una valutazione obiettiva, basata sui dati oggettivi.

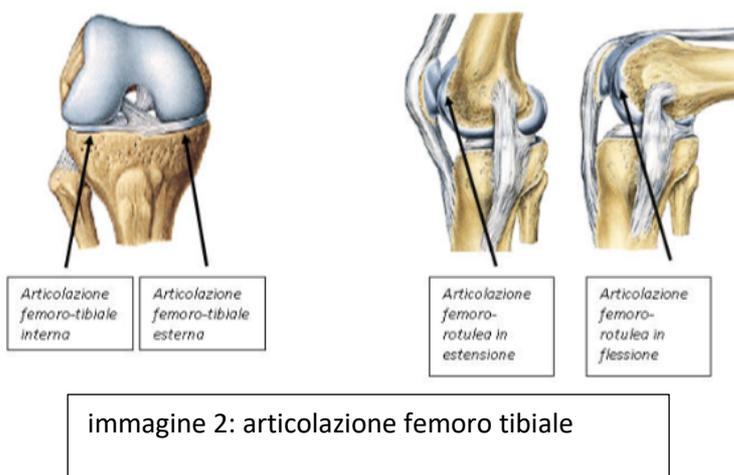
CAPITOLO 2

2.1 INTRODUZIONE

Con il termine ginocchio ci si riferisce all'articolazione intermedia dell'arto inferiore, la cui cinetica risulta alquanto complessa visto che il suo movimento prevede sei gradi di libertà (tre traslazioni e tre rotazioni). Questa sua particolarità permette, durante la marcia, di avere un'ampia mobilità tra femore e tibia e garantisce allo stesso tempo, la stabilità durante il carico.

2.2 STRUTTURA ANATOMICHE

Il ginocchio è formato principalmente da due sistemi articolari: l'articolazione femoro-tibiale e l'articolazione femoro-rotulea. L'articolazione femoro-tibiale, (Figura n2) è formata dall'estremità distale del femore che si allarga fino a costituire i due condili, laterale e mediale, sezioni di ellissoidi asimmetrici, separati dalla fossa intercondiloidea. Ai lati dei condili troviamo due sporgenze: gli epicondili, differenti dagli altri non essendo superfici articolari del femore. I due condili femorali si articolano con la tibia a livello del piatto tibiale, dove si trovano due cavità, una interna ed una esterna, separate dalle spine tibiali. Tra queste superfici articolari, non perfettamente congruenti, si interpongono i menischi: due formazioni fibro-cartilaginee semilunari [37].



Come possiamo notare nel particolare l'articolazione femoro-tibiale è stabilizzata da quattro legamenti: il legamento crociato anteriore (LCA), il legamento crociato posteriore (LCP), il legamento collaterale mediale e il

legamento collaterale laterale che danno la stabilità anteroposteriore, medio-laterale e rotazionale.

L'articolazione del ginocchio è ricoperta interamente dalla capsula articolare che ne garantisce la stabilità, e insieme a muscoli e legamenti, fa parte di un vero e proprio sistema stabilizzante che si può dividere in cinque compartimenti: anteriore, posteriore, mediale, laterale e centrale.

Nell'immagine possiamo osservare il compartimento centrale, detto anche pivot centrale (Figura 3), che rappresenta il fulcro del movimento del ginocchio ed è costituito dai legamenti crociati, così chiamati poiché si incrociano nei piani trasverso, frontale e sagittale. Questo compartimento provvede a stabilizzare il ginocchio in senso antero-posteriore e a limitare la rotazione tibiale interna ed esterna.

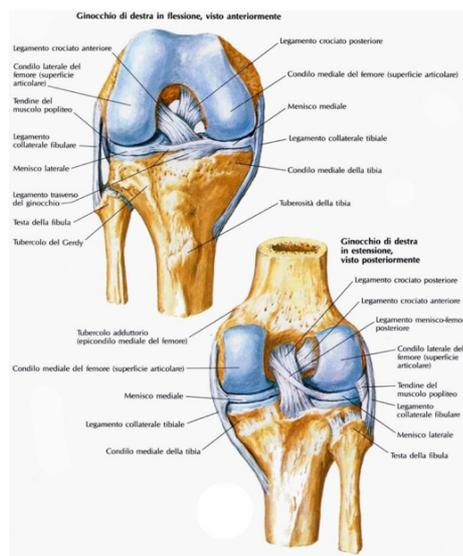


Figura 3: ginocchio destro in flessione ed estensione, vista anteriore e posteriore

Del compartimento centrale fanno parte:

1. Il Legamento Crociato Anteriore (LCA), che si origina dall' eminenza intercondiloidea della tibia, si estende poi verso l'alto e all'indietro fino alla faccia posteriore della faccia mediale del condilo laterale, opponendosi all'iperestensione del ginocchio e allo scivolamento anteriore del piatto tibiale.
2. Il Legamento Crociato Posteriore (LCP), che si origina da dietro l'eminenza intercondiloidea della tibia e decorre fino alla faccia laterale del condilo femorale mediale, ha come funzione principale il controllo dello scivolamento posteriore del piatto tibiale.

Le superfici articolari del ginocchio, tra di loro, non sono concordanti; i condili femorali hanno la forma di due semisfere, mentre il piatto tibiale (Figura 4) è una superficie piana ma questa incongruenza è compensata dalla presenza dei menischi interarticolari. I menischi, oltre che a migliorare la congruenza articolare, servono a trasmettere e ripartire le

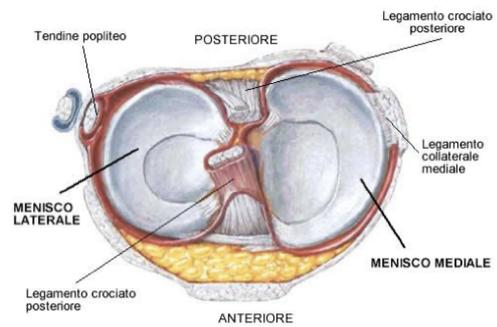


Figura 4: il sistema meniscale.

sollecitazioni, proteggere le superfici articolari e partecipare alla stabilità del ginocchio insieme all'apparato capsulo-legamentoso.

2.3 STRUTTURA E LESIONI DEI LEGAMENTI

I legamenti sono robuste strutture fibrose che collegano tra loro due ossa o due parti dello stesso osso ed hanno una funzione stabilizzatrice. Normalmente impediscono che particolari movimenti o forze esterne, derivanti da traumi, alterino la posizione delle strutture ai quali sono collegati. Macroscopicamente i legamenti sono organizzati in cordoni o fasci di fibre con diametro, inserzione ossea ed orientamento spaziale diversi gli uni dagli altri. Microscopicamente i legamenti sono costituiti da fibroblasti, fibrociti, collagene di tipo I, elastina, GAG, enzimi, glicoproteine e per il 70% da acqua.

Il movimento articolare produce un aumento di carico sul legamento con distensione iniziale della componente non fibrillare, a cui segue la distensione di un numero sempre crescente di fibre; l'interruzione dello stress determina il ritorno allo stato iniziale. I legamenti si comportano come degli ammortizzatori, inoltre, se sottoposti a sollecitazioni ripetute e progressivamente crescenti si rinforzano, aumentando la loro resistenza alla rottura. Con la loro presenza assicurano il mantenimento di una pressione endoarticolare ideale per la lubrificazione della cartilagine ialina delle epifisi da parte del liquido sinoviale. Come detto precedentemente nel ginocchio si trovano i legamenti crociati

(anteriore e posteriore) e i legamenti collaterali (mediale e laterale).

Il legamento crociato anteriore (LCA) è un robusto legamento intra-articolare, rivestito dalla membrana sinoviale che parte dall'eminanza intercondiloidea della tibia e si estende verso l'alto e indietro fino alla parte posteriore della faccia mediale del condilo femorale laterale. Dei due crociati è quello più lungo, mediamente misura 3,3 cm. ed è costituito da due fasci: quello postero-laterale, più sottile e quello antero-mediale più lungo nel suo tragitto orizzontale. Questi fasci si presentano entrambi in tensione massima in prossimità dell'estensione, anche se hanno stati tensionali diversi in base al grado di flessione del ginocchio.

Il legamento crociato anteriore è innervato dal nervo sciatico popliteo interno e al suo interno si trovano numerosi meccanorecettori, sensibili a variazioni di ampiezza e di velocità nei movimenti. La resistenza del legamento non è costante: infatti si può ridurre con l'aumentare dell'età e può aumentare con l'incremento della velocità di mobilità. Il LCA è la guida meccanica del movimento articolare, una valida difesa meccanica nei confronti delle sollecitazioni a cui è sottoposto il ginocchio e rappresenta un sistema di percezione del movimento e della posizione della gamba nello spazio. Il legamento crociato posteriore (LCP) è il principale stabilizzatore per la traslazione posteriore della tibia sul femore, si trova dietro il legamento crociato anteriore tra i due condili femorali ed unisce la tibia col femore. Il LCP è fondamentale nel controllo della rotazione e durante l'estensione riduce lo spostamento posteriore della tibia rispetto ai condili femorali.

Esternamente al ginocchio si trovano altri due legamenti: il legamento collaterale laterale (LCL) ed il legamento collaterale mediale (LCM). I collaterali sono importanti per bloccare i movimenti di inclinazione laterale della tibia sul ginocchio, infatti le estremità dei due legamenti raggiungono la massima tensione a ginocchio esteso, mentre durante la flessione si allentano. Altri legamenti minori ma non meno importanti, sono il legamento trasverso e i legamenti alari che si trovano ai lati della rotula che hanno il compito d' impedire un eccessivo spostamento laterale della patella e, nella parte posteriore del ginocchio, il legamento menisco-femorale posteriore che collega queste due

strutture ed è orientato obliquamente.

La lesione di un legamento può avvenire a causa di distorsioni che generalmente si dividono in tre livelli di gravità:

1. appartengono al primo grado tutte quelle distorsioni che provocano lesioni a livello microscopico nel legamento e non influenzano il ginocchio nelle funzioni principali come ad esempio sorreggere il peso.
2. Con una distorsione di secondo grado il legamento è invece parzialmente strappato ed aumenta di conseguenza l'instabilità del ginocchio nei movimenti più comuni (ad esempio quando ci si alza in piedi o durante la deambulazione); a seconda che la lesione interessi più o meno della metà delle fibre totali si parla, rispettivamente, di distorsione di secondo grado grave e lieve.
3. Invece, una lesione di terzo grado provoca la rottura completa del legamento, che può avvenire o a livello della giunzione con l'osso oppure a metà, lasciando separati i due monconi.

Visto il comportamento meccanico, i legamenti sono tanto più suscettibili a lesioni quanto più rapidamente vi sia applicata una forza. In base al tipo di movimento e al punto di applicazione della forza, la distorsione interesserà con maggiore probabilità un legamento rispetto ad un altro[38].

CAPITOLO 3

3.1 INTRODUZIONE

L'analisi del movimento è l'insieme delle tecniche che ci permettono di descrivere in maniera molto accurata, e in modo quantitativo, il movimento dell'intero corpo di un soggetto e di porre attenzione a particolari segmenti anatomici. Da questi è possibile effettuare delle analisi multifattoriali statistiche.

Inoltre, l'analisi del movimento utilizza tecnologie che permettono di andare ad approfondire e studiare le dinamiche della camminata o di altri gesti motori, anche molto complessi, come quello dello squat, o di atterraggio da un salto, per andare ad evidenziare se sono presenti dei deficit, asimmetrie tra arti o delle alterazioni della biomeccanica del task.

3.2 STORIA DELL'ANALISI DEL MOVIMENTO

La storia dell'analisi del movimento affonda le sue radici in tempi antichi; per la prima volta viene trattata da Aristotele nel 384- 322 AC che si concentrò sull'analisi del cammino, ma senza grandi basi matematiche e scientifiche. Nel corso del tempo vennero sviluppati ed utilizzati concetti matematici che permisero lo sviluppo dell'analisi del movimento [39].

3.3 ANALISI DEL MOVIMENTO NELLO SPORT

Le metodiche che allora erano utilizzate per fornire dei programmi riabilitativi ai soldati, oggi hanno trovato una maggiore applicazione e utilità nel mondo dello sport. Come è evidente, da quanto detto precedentemente, oggi la facilità di incorrere in infortuni è sempre alta e ogni infortunio porta l'atleta ad un periodo di stop forzato che lo costringe a perdere tutti i progressi fatti nel corso dell'anno di attività sportiva. Proprio per evitare questa situazione spiacevole, si utilizza l'analisi del movimento; non solo come metodica per fornire programmi riabilitativi ma anche per cercare di studiare task motori ad alto rischio di infortunio che aiutino nell'impostazione di programmi correttivi dei deficit evidenziati. L'obiettivo di avere soggetti performanti, ed efficaci nei momenti di gioco, durante tutta la stagione, dipende da diverse variabili, una tra queste è l'atteggiamento posturale. Utilizzando l'analisi posturale è possibile evidenziare

la presenza di squilibri, che a lungo termine potrebbero determinare sovraccarichi strutturali, causando dolori cronici, perdita del ROM articolare e maggiore probabilità di incorrere in infortuni.

Tramite l'analisi del movimento e la scomposizione del gesto tecnico in vari momenti, si possono esaminare gli schemi corporei, le componenti coordinative e propriocettive dell'atleta per studiarle e migliorarle. Possono anche essere analizzate le forze che permettono di identificare e valutare il comportamento dinamico dell'atleta durante i gesti tecnici specifici dello sport.

L'analisi del movimento ha quindi lo scopo di:

- Definire linee guida per nuove metodologie e tecniche di allenamento
- Ridurre il rischio d'infortunio a lungo termine
- Esaminare la preparazione atletica del soggetto per individuare e apportare delle correzioni prima di sviluppare problematiche di sovraccarico
- Identificare il miglior trattamento preoperatorio, la tipologia di intervento chirurgico e programma riabilitativo, nel caso in cui si sia arrivati all'infortunio
- Costatare se il programma di allenamento o di riabilitazione che è stato applicato sta ottenendo i risultati sperati
- Capire quando l'atleta è nel pieno delle sue potenzialità fisiche per permettere un eventuale ritorno in campo, senza affrettare i tempi in quanto sono causa di re infortunio

Per poter avere conoscenza di quanto elencato, l'analisi del movimento ha a disposizione diversi strumenti:

- Sistemi di vision based, che consentono la ricostruzione digitale del movimento umano tramite una sequenza di immagini, che consentono di creare un modello matematico quantitativo
- Pedane di forza
- Piattaforme o solette di pressione
- Elettromiografia di superficie e ad ago

- Strumenti ergonomici come, come ad esempio, l'ausilio fornito da dei box utili per standardizzare le misure di altezza di un salto di atterraggio

Nel particolare, in questa ricerca sono stati utilizzati sistemi di Motion Capture e pedane di forza e la sperimentazione è stata condotta all'interno del laboratorio di biomeccanica.

3.4 MOTION CAPTURE

La Motion Capture è una metodica che permette di estrapolare le variabili cinematiche legate al movimento. Il sistema di *motion capture* si può suddividere in due gruppi che si differenziano per la tipologia di strumenti utilizzati; ognuno ha i propri vantaggi e svantaggi.

- sistemi non ottici (elettromeccanici, acustici, elettromagnetici, ecc.)
- sistemi ottici (con uso di marker o senza uso di marker). Il primo gruppo di sistemi si avvale di impianti che vengono considerati poco precisi perché i segnali che vengono registrati possono essere spesso alterati da interferenze.

Il secondo gruppo, composto dai sistemi ottici, può a sua volta suddividersi in altre due metodologie a seconda dell'uso o non uso di marker e sono: la *video motion capture* e la stereofotogrammetria [40].

3.4.1 VIDEO MOTION CAPTURE (VMC)

La *video motion capture* (VMC) è una tecnica che permette la ricostruzione di un gesto motorio partendo da una ripresa in cui è possibile analizzare il video fotogramma dopo fotogramma. Si tratta di una tecnica molto vantaggiosa perché non utilizza strumentazioni che potrebbero andare ad alterare la ripetizione di un gesto motorio, rendendolo poco naturale o diverso da quello reale. In questo sistema risulta fondamentale, per poter creare un modello matematico, l'individuazione dei punti di reperi anatomico che grazie ad un software, verranno posizionati manualmente dall'operatore frame per frame in laboratorio. Le problematiche principali di questa tecnica di analisi video sono:

1. l'occlusione dei marker, quando i marker non sono visibili da almeno due o più telecamere ;
2. il posizionamento dei marker è un'operazione che impiega molto tempo e può essere compromessa da errori di ripetibilità
3. presenza dell'errore di artefatto da tessuto molle

3.4.2 STEREOFOTOGRAMMETRIA

La stereofotogrammetria è una tecnica video che utilizza coppie di telecamere e, partendo da immagini bidimensionali, permette di ricostruire le traiettorie tridimensionali di oggetti che si muovono nello spazio. In questo modo è possibile descrivere sia il funzionamento di un punto che si muove nello spazio del laboratorio che la ricostruzione della sua posizione istante dopo istante. Per poter definire la posizione di un punto, attraverso le sue coordinate, è necessario che questo sia osservato contemporaneamente da due angolazioni differenti. Così diventa possibile calcolare la velocità e le accelerazioni dei punti lungo la traiettoria.

La stereofotogrammetria rappresenta la tecnica più utilizzata nei laboratori di analisi del movimento per la ricostruzione cinematica dei task motori [41].

Per misurare le grandezze cinematiche esistono diversi sistemi; tra questi vi sono i sistemi optoelettronici che utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o dell'infrarosso. Questi sistemi non forniscono una misura diretta delle variabili cinematiche, ma una stima delle traiettorie cinematiche, in ogni caso vengono utilizzate le caratteristiche geometriche come punti, linee, aree, localizzate sulla superficie corporea del soggetto, dove le immagini acquisite da più telecamere sono ricostruite in tre dimensioni.

Una soluzione operativa, più comunemente utilizzata, sono i marcatori cooperativi, ovvero oggetti aggiunti alla scena per essere facilmente riconoscibili. Per acquisire l'immagine attraverso la stereofotogrammetria sono necessari diversi passaggi, primo fra tutti la preparazione del soggetto. I marker, infatti, dovranno essere posizionati in corrispondenza di punti di repere anatomici, secondo un protocollo specifico per il gesto di interesse. In un secondo tempo si passa alla sincronizzazione e calibrazione delle telecamere. È

necessario assicurarsi che la ripresa del gesto avvenga in modo contemporaneo da tutte le telecamere, di seguito si prevedono due fasi: una calibrazione statica e una calibrazione dinamica, grazie a queste, sarà possibile calcolare la posizione istantanea di un marcatore. Avremo poi l'acquisizione, in cui il soggetto ripete il gesto motorio più volte e in questo modo si otterrà la posizione del marker sul piano bidimensionale per terminare con la ricostruzione dei dati e il *tracking*. La ricostruzione, della posizione dei *marker*, può essere effettuata in uno spazio tridimensionale, a partire dalle coordinate bidimensionali dello stesso marker, visto da almeno due telecamere. Più saranno le telecamere impiegate nelle riprese del marker in quell'istante, più la ricostruzione sarà precisa. Il tracking consiste nell'assegnazione del nome corretto a ciascun marker e nell'identificazione frame per frame dei singoli marcatori e nel calcolarne la traiettoria. Questa metodica di analisi video è affetta da diverse tipologie di errori:

- 1 Errori strumentali, che possono essere sistematici o casuali. I primi dipendono dalle imprecisioni nella calibrazione del sistema mentre, gli errori casuali sono dovuti, per lo più, dal rumore elettronico e dalla difficoltà di precisione nella rilevazione del marker nell'immagine.
- 2 Errori nella determinazione delle coordinate locali dei repere anatomici. dovuti al fatto che sono superfici e non punti.
- 3 Errori da artefatti da tessuto molle.

3.5 MARKER

I marker possono essere di due tipologie:

- attivi, cioè provvisti di diodi che emettono luce nello spettro dell'infrarosso;
- passivi, ovvero di forma sferica di materiale catarifrangente, e sono la soluzione maggiormente utilizzata.

Tutte due le tipologie di marker, grazie ad un supporto adesivo, devono essere posizionate nei punti di repere anatomici, quelli passivi hanno le dimensioni che

possono variare da 0.6 a 2 centimetri. Il posizionamento dei marker viene fatto andando ad individuare i punti di repere, ma esistono dei protocolli che sono semplicemente degli schemi di applicazione dei marker, atti a minimizzare gli errori elencati precedentemente. Ne esistono di diversi tipi, protocollo Davis-Helen Hayes, protocollo CAST e protocollo Ior-Gait. Per una scelta di facilità applicativa e di affidabilità, nell'analizzare i task motori scelti, nel lavoro di tesi abbiamo deciso di utilizzare il protocollo Ior-Gait. [40]

3.5.1 PROTOCOLLO IOR-GAIT

Il protocollo Ior-Gait è stato sviluppato nel 2007 presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli a Bologna [42]. Questo protocollo ha l'obiettivo di velocizzare il tempo di preparazione del soggetto, con l'utilizzo di un numero esiguo di marker, come avviene nel protocollo Davis, ed avere un'alta affidabilità e accuratezza dei risultati grazie alla calibrazione dei punti anatomici come viene fatto nel protocollo Cast. Il marker-set e i punti di repere anatomico da prendere in considerazione sono quelli indicati in figura.

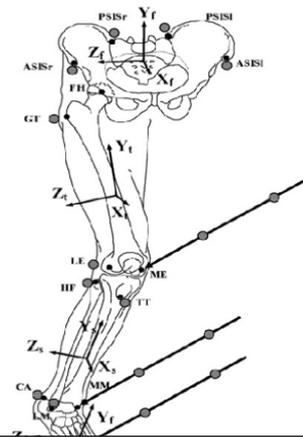


Immagine 5: posizionamento markers protocollo IOR-GAIT

Per quanto riguarda i sistemi di riferimento anatomici, sono determinati secondo le direttive del protocollo Cast con la calibrazione di solamente sei punti anatomici:

- l'epicondilo femorale mediale destro e sinistro,
- l'apice esterno del malleolo mediale destro e sinistro,
- la seconda testa metatarsale destra e sinistra.
-

3.6 PEDANE DI FORZA

Per descrivere la forza, che è data da una qualsiasi causa esterna capace di modificare lo stato di quiete di un corpo su un altro, sono necessari 3 elementi:

1. Punto di applicazione
2. Direzione e verso
3. Intensità



Le pedane di forza hanno il compito di rilevare la forza, misurata in Newton (N), che viene esercitata al

suolo dal soggetto preso in esame durante i task funzionali che gli vengono richiesti. Questo è possibile grazie alla misurazione di tre componenti della forza di reazione al suolo e dei momenti lungo i tre assi coordinati, producendo così sei output. Le forze e i momenti ottenuti dalle pedane di forza sono quindi rilevabili grazie a quattro celle di carico che sono posizionate marginalmente sui quattro angoli della pedana [43].

Figura 6: pedana di forza

Grazie alle pedane di pressione si possono misurare gli spostamenti del Centro di Pressione rispetto ai due assi cartesiani, e capire se si tratta di spostamenti latero laterali o antero posteriori.

CAPITOLO 4

MATERIALI E METODI

4.1 SOGGETTI

In questo studio sono stati analizzati 20 soggetti che praticano sport diversi, di entrambi i sessi. Le acquisizioni sono state svolte presso il BioMovLab del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova, tutti i partecipanti hanno firmato il consenso informato prima dell'acquisizione.

| | | Età | Peso | Altezza | BMI | Lato lesione |
|--------------------|----------|------------|-------------|----------------|------------|---------------------|
| SANI | MEDIA | 26,60 | 67,78 | 1,73 | 22,60 | # |
| | DEV. ST. | 9,86 | 11,20 | 0,07 | 2,94 | # |
| INFORTUNATI | MEDIA | 21,44 | 84,74 | 1,80 | 24,93 | DX 78% |
| | DEV.ST. | 4,77 | 15,99 | 0,06 | 4,73 | SX 22% |

4.2 TASK MOTORI UTILIZZATI

4.2.1 SQUAT BIPODALICO

Lo squat è, uno dei movimenti principali, usato sia per il miglioramento della performance sportiva che per la riduzione dei rischi di infortunio, per la sua caratteristica intrinseca di riuscire coinvolgere un numero elevato di gruppi muscolari. Si utilizza per la forza e il condizionamento fisico, in diverse discipline e come test di forza per gli arti inferiori. Altre volte, come trattamento terapeutico per lesioni ai legamenti, disfunzioni patello femorali, instabilità della

caviglia. Inoltre, gli esercizi a cinetica chiusa, come lo squat, riducono lo stress al LCA (grazie ad una azione di co-contrazione degli ischiocrurali e dei quadricipiti tende a neutralizzare la traslazione tibiale anteriore, alleviando lo stress sul LCA), rendendo questo esercizio superiore ad altri a cinetica aperta [44]. La sua esecuzione prevede che il soggetto parta dalla posizione eretta, con le ginocchia estese, i piedi sono distanti tra loro quanto la larghezza delle spalle e ben appoggiati a terra, il peso si deve proiettare sulla parte mediale e posteriore del piede. Le punte dei piedi sono rivolte leggermente verso l'esterno. Per la parte superiore del corpo si deve osservare un'adduzione delle spalle ed uno sguardo rivolto in avanti. Una volta in posizione, si può iniziare il movimento vero e proprio, in cui si fletteranno le ginocchia e le caviglie, il piegamento continuerà fino a quando, la parte superiore della coscia, non arriverà parallela al terreno. Nel compiere questo movimento è fondamentale il mantenimento delle normali curve fisiologiche del rachide. Una volta completata la discesa si torna nella posizione iniziale di partenza, estendendo ginocchia, anche e caviglie nello stesso momento.

4.2.2 SQUAT MONOPODALICO (SLS)

Lo squat monopodalico nasce come un esercizio utile a studiare la stabilità del ginocchio, per evitare momenti di valgismo che sono uno dei fattori predisponenti per la rottura del LCA. Con questo esercizio, si riescono a valutare, le stesse caratteristiche che si osservano nel normale squat bipodalico, ma in più, si aggiunge una forte componente di destabilizzazione e la capacità di equilibrio diventa fondamentale. La fase discendente è quella che va ad evidenziare un maggior carico sull' articolazione del ginocchio ma, soprattutto in questa fase, è facile osservare se il ginocchio dei soggetti tende ad andare verso l'interno (ginocchio valgo).

Lo stato di valgismo generalmente si presenta come una situazione di compensazione, derivante da una scarsa mobilità dell'articolazione tibio-tarsica e da uno scarso controllo neuromuscolare [45].

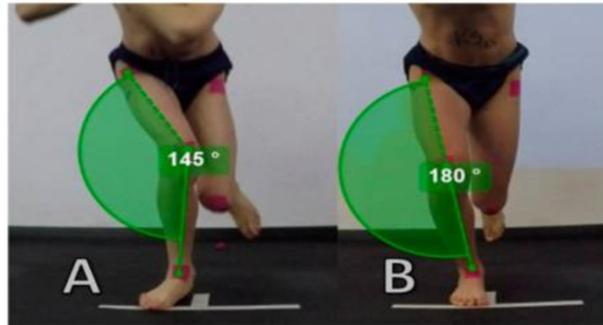


Immagine 6: a→ sbagliato, b→corretto; Descrizione del movimento corretto e scorretto nel SLS

Il SLS è un movimento di squat eseguito su una sola gamba e evita la necessità di un angolo fisso che potrebbe vincolare il movimento. Gli atleti sono partiti da una posizione bipede, in piedi e poi sono passati su una gamba mentre l'altra gamba è stata sollevata da terra dietro al corpo. Raggiunta questa posizione, è stato chiesto di eseguire il SLS. Le braccia avevano il compito di mantenimento dell'equilibrio, quindi il soggetto doveva cercare di scendere il più possibile mantenendo la posizione e l'equilibrio [46].

4.2.3 DROP LANDING BIPODALICO

Il drop è uno dei compiti più comuni utilizzati per studiare la biomeccanica dell'atterraggio e consiste nel compiere un passo o un piccolo saltello da sopra una scatola di altezza predeterminata, seguito da un atterraggio a due piedi [47].

Durante gli atterraggi bipodalici, l'entità del picco della forza d'impatto varia da tre a sette volte il peso corporeo (BW). Numerosi studi hanno riportato una stretta relazione, tra forze di impatto elevate e lesioni agli arti inferiori, durante gli atterraggi, mettendo in evidenza come, un carico ripetitivo ed eccessivo, può indurre lesioni acute tipo distorsioni, stiramenti muscolo-tendinei e persino fratture e danni da uso eccessivo come fratture da stress e sindrome del dolore femoro-rotuleo. Ad oggi, i principali fattori noti, per influenzare le forze d'impatto, sono stati l'altezza di caduta, la velocità di atterraggio, le superfici di atterraggio, le calzature, la geometria articolare e l'attivazione muscolare.

Un atterraggio in caduta, richiede che il corpo controlli in maniera attiva i segmenti corporei, per attenuare le forze di impatto, quando inizialmente, viene a contatto con il suolo e per dissipare l'energia cinetica accumulata dal movimento di caduta. Questa procedura, si ottiene principalmente attraverso variazioni nella meccanica degli arti inferiori, come una maggiore flessione del ginocchio, per ridurre il potenziale danno al LCA, o un range di stiffness della gamba, per attenuare lo shock ed evitare lesioni ossee e fratture da stress[48].

4.2.4 DROP MONOPODALICO (SLL)

Il drop monopodalico è un task motorio che rispecchia molto i gesti tipici che si praticano negli sport di squadra. È frequente, infatti, che in situazioni di gioco ci si ritrovi a dover atterrare con una gamba sola.

Quando si atterra su una sola gamba, il carico è maggiore perché il corpo può assorbire l'impatto solo sul lato utilizzato. Allo stesso tempo, l'atterraggio con una sola gamba, spesso rende instabili le articolazioni degli arti inferiori e richiede di sopportare carichi di impatto maggiori, aumentando così il rischio di lesioni agli arti inferiori[49].

Il 50% delle lesioni al ginocchio sono il risultato di un atterraggio non ottimale, questo ribadisce l'importanza di una corretta tecnica di atterraggio e stabilizzazione; infatti, una tecnica di atterraggio ottimale, prevede un atterraggio morbido, con un controllo muscolare attivo, dove l'assorbimento di energia è più efficiente, riducendo così il carico agli arti inferiori[46].

Un'attività di atterraggio, di successo, richiede sufficiente forza muscolare e stabilità articolare, per prevenire lesioni agli arti inferiori e comporta una maggiore flessione del ginocchio e dell'anca per attutire il carico. Durante l'atterraggio, gli arti inferiori portano il carico distale, sviluppato dall'atterraggio, fino all'estremità prossimale, prima dal piede alla caviglia, poi al ginocchio e infine all'anca[49].

Una situazione degna di osservazione che si può presentare in questo esercizio è un eccessivo valgismo del ginocchio che può verificarsi a causa di una scarsa attivazione degli abduttori ed estensori e scarsa forza dei rotatori dell'anca[45].

Il drop monopodalico consiste in un salto, con una gamba sola, da un'altezza stabilita di 32 cm e un successivo atterraggio all'interno di un'area prestabilita.

4.3 SET UP

All'interno del laboratorio di biomeccanica, prima dell'acquisizione dati e dell'esecuzione dei vari task motori, sono stati preparati i soggetti andando ad applicare i marker passivi su punti ben specifici del corpo. L'applicazione del marker set è stata fatta secondo le linee guida forniteci dal protocollo Ior Gait. Le linee guida del protocollo prevedono l'applicazione dei marker nei seguenti punti: Acromion dx e sx, C7, L5, spine iliache anteriori e superiori, gran trocanteri, epicondili laterali e mediali, testa dell'omero, tuberosità della fibula, malleoli laterali e mediali, calcagno, primo, secondo e quinto metatarso

Ad ogni soggetto è stato chiesto di eseguire 3 ripetizioni consecutive per ogni task. Per lo squat bipodalico ai soggetti veniva chiesto di posizionarsi sopra alle pedane di forza, ed eseguire un'accosciata, estendendo le braccia in avanti con lo sguardo rivolto verso la parete di fronte a loro del laboratorio.

Per quanto riguarda lo squat monopodalico invece è stato chiesto al soggetto di salire sempre sopra ad una pedana di forza e prima di iniziare il movimento andare in equilibrio sul piede della gamba che si stava acquisendo. La gamba dell'arto controlaterale poteva essere posizionata sia anteriormente che posteriormente in maniera totalmente soggettiva. Una volta pronto per iniziare il task, è stato chiesto di scendere il più possibile flettendo il ginocchio ed arrivato a massima flessione poteva iniziare la risalita, fino al ritorno nella posizione eretta. Per quello che riguarda il task drop landing, sia bipodalico che monopodalico sono stati eseguiti facendo salire i soggetti su un gradino dell'altezza di 32 cm. Una volta saliti, per quello che riguarda il task bipodalico, dovevano lasciarsi cadere in avanti ed atterrare sulle pedane di forza con entrambi i piedi flettendo le ginocchia per ammortizzare il carico generato dal

contatto con il terreno, e tenere alcuni secondi l'equilibrio. Lo stesso procedimento è stato utilizzato anche per il task monopodalico, solamente che l'atterraggio doveva essere eseguito con l'appoggio di un solo piede su una delle due pedane di forza, e anche qui doveva essere tenuta la posizione di equilibrio per alcuni secondi prima di ritornare nella posizione eretta.

La definizione della finestra di analisi per lo squat, sia monopodalico che bipodalico, va da posizione eretta a posizione eretta, il drop viene considerato dal momento d'inizio caduta alla fine ammortizzazione.

Il laboratorio, dove è stato svolto il progetto, è equipaggiato con questa strumentazione :

- Sistema stereofotogrammetrico BTS (Padova)
- Due piattaforme di forza a celle di carico della Bertec Corporation
- Due pedane di pressione Winpod fornite dalla Imagortesi S.r.l.
- EMG di superficie BTS (Padova)

Nello specifico, per questo progetto sono stati utilizzati il sistema stereofotogrammetrico e le piattaforme di forza a cella di carico. La strumentazione stereofotogrammetrica, a disposizione del laboratorio, con cui sono state svolte le acquisizioni, prende il nome di SMART System, è stata sviluppata dalla BTS di Padova e adotta la tecnologia optoelettronica SMART che fa uso di piccoli marker passivi e di videocamere operanti nella gamma dell'infrarosso. La combinazione di questi elementi garantisce l'utilizzo di un sistema assolutamente non invasivo, elemento essenziale in un sistema di ricerca sperimentale.

4.4 SOFTWARE

Il software che è stato utilizzato, per elaborare ed estrarre le variabili utili e per poi effettuare su di esse l'analisi statistica è MATLAB, attraverso dei codici di elaborazione sviluppati ad hoc presso il BioMovLab [50].

4.5 VARIABILI ESTRATTE

Da ognuno dei task analizzati sono state estratte le seguenti variabili:

- Angoli
 - abduzione/adduzione, intra/extrarotazione e flesso/estensione di tronco, anca,
 - caviglia
 - flesso estensione di ginocchio
 - posizione dell'angolo di massima abduzione/adduzione, intra/extrarotazione e flesso/estensione di tronco, anca, e caviglia
 - posizione di massima flesso estensione di ginocchio
- Forze
 - massima mediale e laterale
 - massima verticale
 - massima anteriore e posteriore
 - posizione di massima forza mediale e laterale
 - posizione di massima forza verticale
 - posizione di massima forza anteriore e posteriore
- Momenti
 - abduzione/adduzione, intra/extrarotazione e flesso/estensione di tronco, anca, ginocchio e caviglia
 - posizione di massima abduzione/adduzione, intra/extrarotazione e flesso/estensione di tronco, anca, ginocchio e caviglia

4.6 STATISTICA

E' stato eseguito il test di Wilcoxon non parametrico e sono state riportate tutte le variabili con significatività <0.05 sotto forma di boxplot.

CAPITOLO 5

5.1 RISULTATI

I risultati emersi dal presente lavoro di tesi sono riassunti nell'Appendice e divisi per task e variabile. Sono stati confrontati, in prima battuta, i soggetti sani contro

gli infortunati durante l'esecuzione di squat bipodalico, squat monopodalico e drop landing monopodalico, inoltre è stato effettuato un confronto all'interno del gruppo di soggetti infortunati durante l'esecuzione di drop landing bipodalico e drop landing monopodalico.

Per differenziare i due gruppi di soggetti infortunati e sani, si avranno in blu i bar plot relativi ai sani mentre in arancione quelli infortunati.

Nel confronto tra i due task di drop landing, i bar plot blu identificano i soggetti in bipodalico e in arancione quelli in monopodalico.

Sull'asse delle y si avranno i gradi per gli angoli, % di peso per le forze, % peso x altezza per i momenti e % del task per le posizioni.

CAPITOLO 6

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

6.1. DISCUSSIONE SANI vs INFORTUNATI

6.1.1. DROP MONOPODALICO

- Angoli ginocchio

Dall'analisi degli angoli del task di drop monopodalico è emerso che la posizione dell'angolo di massima flessione (grafico n 9) nei soggetti infortunati evidenzia un'ampissima varietà nella gestione del task, mentre i soggetti sani presentano l'angolo di massima flessione all'inizio del task nel momento di contatto con il terreno.

Inoltre i soggetti infortunati hanno angoli di flessione del ginocchio minori rispetto ai controlli e l'estensione (grafico n 10) non risulta essere rilevante. La cosa più importante da sottolineare è che i soggetti sani svolgono il task in maniera abbastanza uniforme e ripetibile mentre i soggetti infortunati hanno mostrato un'ampia varietà di strategie nell'esecuzione del task.

- Momenti ginocchio

I momenti di flessione del ginocchio (grafico n 33) risultano essere maggiori nei soggetti infortunati, a dimostrazione del fatto che gli stessi stanno reclutando maggiormente i muscoli estensori, per contrastare l'eccessiva flessione di ginocchio. I momenti estensori (grafico n 36), invece, indicano che i muscoli flessori sono stati reclutati meno rispetto agli estensori ma comunque di più nei soggetti sani rispetto ai soggetti infortunati.

Questa strategia viene posta in essere dai soggetti infortunati probabilmente perché hanno un maggior bisogno di correggere un movimento che nei soggetti sani risulta essere più controllato.

Possiamo inoltre ipotizzare che la maggior variabilità che presentano i soggetti infortunati possa dipendere dal fatto che siano stati acquisiti in momenti diversi del periodo di riabilitazione e che la stessa non fosse uguale per tutti.

I momenti di varo risultano neutri intorno allo zero e comparabili nelle due popolazioni (grafico n 35); mentre il momento di valgo del ginocchio (grafico n 34) risulta inferiore nei soggetti infortunati rispetto ai soggetti sani. Questo si traduce nel fatto che i soggetti infortunati utilizzano, per la gestione del task, meno rispetto ai soggetti sani, i muscoli abduttori di ginocchio con conseguente minor stabilizzazione dello stesso. .

- Angoli caviglia

Gli angoli della caviglia (grafici n 1-2) evidenziano il fatto che sia presente una marcata eversione nei soggetti infortunati quando paragonati a quelli sani.

I dati degli angoli relativi alla caviglia mostrano, nella loro totalità che i soggetti infortunati presentano una differente gestione dell'atterraggio caratterizzata da una ridotta dorsiflessione (grafico n 6) e un dispendio di efficacia legato a movimenti scomposti sugli altri piani (grafici n 3-5).

- Momenti caviglia

L'analisi dei momenti relativi alla caviglia, mostra che i soggetti infortunati lavorano di più con i muscoli plantar flessori (grafico n 26) e questo trova conferma nei ridotti angoli di dorsiflessione (grafico n 6) e meno con gli intrarotatori (grafico n 27) non riuscendo così a correggere l'extrarotazione. Inoltre anche la posizione di massima inversione (grafico n 29) per i soggetti avviene più tardi durante il task rispetto ai soggetti sani. In conclusione i soggetti infortunati non compensano l' extra rotazione massima e la posizione è esattamente nel momento di atterraggio.

- Angoli anca

Per quello che riguarda gli angoli di anca possiamo osservare come i soggetti infortunati presentino un picco maggiore di extrarotazione all'inizio del task (grafici n 15-17) e picchi minori di adduzione (grafico n 13) e intrarotazione (grafico n 14) nel momento di massima flessione del ginocchio (grafico n 33).

- Momenti anca

In termini di lavoro muscolare per quanto riguarda i muscoli abduttori ed extrarotatori d'anca (grafici n 41-42), nel task di drop monopodalico, non si osservano differenze sostanziali tra i soggetti sani e gli infortunati, mentre possiamo osservare come i soggetti infortunati utilizzino meno i muscoli flessori e di più gli intrarotatori (grafici n 44-43). Quindi i soggetti infortunati risultano utilizzare una strategia che non contrasta in maniera efficace la traslazione mediale del femore.

- Angoli tronco

In termini di angoli del tronco, si può osservare come nessuno dei due gruppi gestisca il task con il tronco in adduzione (grafico n 20), che rimane sempre abdotto per tutto il task. Anche gli angoli di extrarotazione (grafico n 22) sono comparabili sia in termini di picco di extrarotazione che in termini di posizione dello stesso (grafico n 24).

Per quello che riguarda il ROM di intra-extra rotazione del tronco (grafico n 23) è minore nei soggetti infortunati, significa quindi che non accompagnano il movimento con il tronco in nessuna delle due fasi. La posizione del massimo angolo di estensione (grafico n 25) nei soggetti sani avviene all'inizio del task, mentre per i soggetti infortunati avviene alla fine del task, ad indicare una scarsa core stability da parte dei soggetti infortunati.

- Momenti tronco

Nell'esecuzione di un task come il drop landing, maggiormente se di tipo monolaterale, è di fondamentale importanza un'azione di controllo del core. Quest' ultimo nei soggetti infortunati presenta un ridotto reclutamento, comportando un uso minore della muscolatura del core per tenere il tronco in asse trovando conferma anche nei valori dei momenti e nelle loro posizioni (grafici n 48-49-50-51).

6.1.2. SQUAT MONOPODALICO

- Angoli caviglia

In termini di angoli di intra e extra rotazione (grafici n 52-53) e dorsi e plantar flessione (grafico n 54) non si evidenziano differenze consistenti nel confronto

tra i due gruppi, solo il ROM di dorsi e plantarflexione (grafico n 55) è leggermente minore nei soggetti infortunati.

- Momenti caviglia

Dall' analisi dei momenti della caviglia gli infortunati, usano leggermente di più i muscoli eversori (grafico n 79), mentre non si evidenziano differenze rilevanti nei momenti di plantarflexione (grafico n 80). Il ridotto reclutamento dei muscoli flessori/estensori ed inversori/eversori di caviglia trova giustificazione nei valori ridotti dei rispettivi angoli (grafici n 54).

- Angoli ginocchio

I soggetti infortunati presentano una flessione leggermente maggiore del ginocchio (grafico n 56), confermata anche dalla posizione del picco di flessione (grafico n 57) che avviene più tardi nel ciclo del task rispetto ai soggetti sani. Questi due fattori associati ad una ridotta flessione della caviglia (grafico n 54), possono essere letti come una gestione del task poco efficiente che va a sovraccaricare le strutture del ginocchio

- Momenti ginocchio

I grafici relativi ai momenti sottolineano come, l'eccessiva flessione del ginocchio di cui si è parlato sopra, viene accompagnata dall'azione dei muscoli flessori del ginocchio sia dai soggetti sani che da quelli infortunati (grafico n 83). Il momento in cui i soggetti infortunati vanno a reclutare maggiormente i muscoli estensori è all' incirca al 60% del task (grafico n 87), mentre i soggetti sani mostrano questa attivazione alla fine del task. L'informazione che ci danno le attivazioni muscolari trovano conferma nel fatto che i soggetti infortunati mostrano la massima flessione, in termini di angoli articolari (grafico n 57), a circa il 60% del compito motorio. Un'altra informazione fornita dai momenti del ginocchio è che, sia i soggetti sani che quelli infortunati, mostrano il momento di massimo varismo (grafico n 85) prossimo allo 0, questo sta ad indicare che nessuno dei due gruppi recluta in modo significativo i muscoli adduttori. Al contrario si osserva un coinvolgimento maggiore dei muscoli abduttori (grafico n 86) per la stabilizzazione del ginocchio, e questa informazione torna utile

anche in termini di timing, in quanto il massimo reclutamento (grafico n 90), avviene nel momento di massima flessione del ginocchio (grafico n 56).

- Angoli anca

In termini di angoli dell' anca, possiamo notare che entrambi i gruppi affrontano il task in abduzione ed intra rotazione (grafici n 60-61). I soggetti infortunati inoltre presentano valori maggiori di entrambi gli angoli e anche un ROM (grafico n 62) più ampio rispetto ai sani. Anche la posizione dell'angolo di massima abduzione dell' anca (grafico n 64) conferma, come i dati precedentemente descritti, che per i soggetti infortunati, il momento critico risulta essere quello che si aggira intorno al 60% del task e che corrisponde alla massima flessione di ginocchio. La flessione dell' anca (angoli n 63) è maggiore e bisogna vedere se è causata da una flessione del tronco.

- Momenti anca

L'analisi dei momenti mostra come, sia i soggetti infortunati che i soggetti sani, gestiscono il task con il reclutamento unico dei muscoli extrarotatori (grafico n 91), fatta eccezione per alcuni outliers.

- Angoli tronco

L'analisi degli angoli del tronco mostra come i soggetti infortunati prediligono un movimento di abduzione , intrarotazione e maggior estensione del tronco (grafico n 69-70-71-72), il che fa ipotizzare uno svolgimento del task con uno sbilanciamento all'indietro. I soggetti infortunati mostrano quindi un andamento del tronco particolare: osserviamo come, al 60% del task (grafico n 74) che rappresenta, come descritto in precedenza, il momento di massima flessione, si evidenzia un'accentuata estensione del tronco. Questo potrebbe trovare giustificazione in una mancanza di controllo e forza degli arti inferiori che causa una ripartenza del movimento di estensione del ginocchio a carico del tronco anziché delle strutture degli arti inferiori che risultano indebolite.

- Momenti tronco

Il momento di intra rotazione del tronco (grafico n 95) rileva come i soggetti infortunati reclutino i muscoli extrarotatori del tronco, a causa della sua

eccessiva intrarotazione, e lo fanno maggiormente sempre al 60 % del task (grafico n 97) che abbiamo visto essere per loro il momento più critico.

6.1.3. SQUAT BIPODALICO

- Angoli caviglia

Quando osserviamo i risultati degli angoli articolari della caviglia notiamo come, né il valore degli angoli in termini di gradi (grafici n 99-100-102-103) né la loro posizione in termini di % del ciclo del task (grafico n 105) in cui avviene il picco, mostrino sostanziali differenze tra i due gruppi. Questa congruenza nei risultati è appoggiata anche da quello che si è ottenuto dopo l'analisi dei momenti(grafico n 142) .

- Angoli ginocchio

Anche l'analisi dei dati relativa agli angoli (grafici n 106-107-109) del ginocchio mostra una sostanziale congruenza nella gestione del task da parte dei soggetti di entrambi i gruppi, non si notano infatti differenze sostanziali.

- Momenti ginocchio

Il momento di intrarotazione, abduzione, adduzione e estensione del ginocchio (grafici n 144-146-147-145) ci suggeriscono che i soggetti infortunati avranno un ridotto uso dei muscoli extrarotatori, un minor utilizzo dei muscoli adduttori e minor utilizzo di muscoli abduttori flessori rispetto ai soggetti sani. I dati precedentemente discussi trovano conferma anche nei risultati relativi ai momenti quindi si conferma di nuovo un strategia di gestione del task simile tra i due gruppi.

- Angoli anca

L'angolo di massima abduzione (grafico n 110) dell' anca è leggermente maggiore nei soggetti infortunati ed è associato ad un maggiore angolo di extrarotazione e di flessione (grafici n 113-114) . L' angolo di estensione dell'anca, che non presenta nel grafico valori negativi, sta ad indicare che, sia i soggetti sani che quelli infortunati, non andranno mai in estensione ma svolgeranno tutto il task sempre ad anca flessa.

- Momenti anca

i momenti di extrarotazione (grafico n 149) e la posizione di massimo momento di extrarotazione (grafico n 151) dell' anca ci fanno capire che i soggetti infortunati utilizzano maggiormente i muscoli intrarotatori per correggere l'extrarotazione.

- Angoli tronco

La massima estensione avviene al 55 % del task (grafico n 137) nel momento di fine discesa ed inizio risalita. Il tronco è più intra ruotato e abdotto (grafico n 127- 126) per andare a compensare la maggiore extra rotazione dell' anca e non incorrere in una caduta. Dal grafico degli angoli di flesso estensione del tronco (grafici n 130-131) si osserva come i soggetti infortunati presentino un tronco che rimane più esteso di quello che dovrebbe normalmente essere, mettendoli in un situazione di maggiore instabilità.

- Momenti tronco

I soggetti infortunati mostrano un maggior coinvolgimento dei muscoli adduttori del tronco e dei muscoli extrarotatori (grafici n 152-153) per opporsi all'intrarotazione evidenziata negli angoli.

6.2.DISCUSSIONE INFORTUNATI DROP BIPODALICO vs INFORTUNATI DROP MONO PODALICO

6.2.1 GAMBA DESTRA

- ROM flesso estensione ginocchio destro

Nel confronto tra task all'interno dello stesso gruppo di soggetti infortunati possiamo osservare quanto segue:

Il rom di flesso estensione del ginocchio nel task monopodalico(grafico n 167) si è osservato essere minore rispetto a quello del task bipodalico, in quanto il ginocchio viene messo molto più sotto stress in un compito mono articolare.

Mentre si ha maggior mobilità in un task in cui il soggetto ha una più stabilità.

- momenti di varo e di valgo del ginocchio destro

Il momento di varo del ginocchio risulta essere leggermente più alto nel task monopodalico (grafico n 204), i soggetti mostrano di prediligere l'uso dei muscoli adduttori per aumentare la stabilità del ginocchio nell'istante in cui atterrano. Dal confronto di momenti di varo e valgo (grafici n 204-201) appare chiaro che, per quello che riguarda la gamba destra, i soggetti andranno a prediligere di più l' uso dei muscoli abduttori per andare ad evitare una traslazione mediale del ginocchio. E' importante sottolineare che nella fase di ammortizzazione un solo ginocchio deve attutire tutto il carico generato dall' atterraggio, quindi di conseguenza appare logico che l' attività dei muscoli abduttori sarà maggiore.

- momenti di flessione e estensione ginocchio destro

Il momento flesso estensorio (grafici n 200-205) risulta essere evidentemente maggiore nel task monopodalico, con un maggiore reclutamento degli estensori.

I soggetti infortunati quando eseguono il task monopodalico mostrano la necessità di reclutare maggiormente i muscoli estensori per far fronte ad un angolo di maggiore flessione all' atterraggio.

6.2.2 GAMBA SINISTRA

- momenti di varo e valgo ginocchio sinistro

Il momento di varismo (grafico n 271) del ginocchio è più accentuato nel task monopodalico, ma con poche differenze rispetto a quello bipodalico, questo è giustificato dal fatto che si raggiungono degli angoli inferiori di flessione.

Il momento di valgo del ginocchio (grafico n 266) risulta essere evidentemente maggiore nel task monopodalico, ad indicare che i soggetti infortunati prediligono l'uso dei muscoli abduttori in maniera molto più intensa nel task mono laterale, per andare a contrastare un'eccessiva oscillazione mediale del ginocchio durante il task. E' importante sottolineare che nella fase di ammortizzazione un solo ginocchio deve attutire tutto il carico generato dall' atterraggio, quindi di conseguenza l' attività dei muscoli abduttori sarà evidentemente maggiore rispetto a quella degli adduttori.

- momenti di flessione e estensione ginocchio sinistro

Il momento di flessione del ginocchio (grafico n 267) risulta essere maggiore e nel task monopodalico, sottolineando che i soggetti reclutano molto di più i muscoli estensori per l'ammortizzazione nel drop landing monopodalico, ciò fa dedurre che l'ammortizzazione del carico impresso dalla caduta sarà molto più a carico del LCA. Questa predominanza dei muscoli estensori viene ancora di più alla luce se si mette a confronto il momento flessorio con quello estensorio (grafici n 267-269), i due compartimenti muscolari dovrebbero lavorare in egual misura, cioè senza prevalere l'uno sull'altro, mentre da questo confronto appare chiaro che nel task monopodalico, il compartimento dei muscoli estensori va a sovrastare quello dei muscoli flessori, che non partecipano nel compito di ammortizzazione del carico.

Il presente lavoro di tesi , si è posto l'obiettivo di analizzare un' ampia varietà di variabili biomeccaniche con l'obiettivo di capire se ce ne fossero di più significative e/o di più utili nella definizione di un indice di rischio per la rottura del LCA. A tal fine sono stati confrontati durante l'esecuzione degli stessi task un gruppo di soggetti sani con uno di infortunati oltre che, all'interno dello stesso gruppo di infortunati le esecuzioni di task diversi.

Lo stato dell'arte si trova d'accordo sul fatto che ci siano due articolazioni principalmente interessate nell'infortunio del LCA ossia l'anca e il ginocchio. I soggetti che durante task specifici, come il drop, e lo squat, presentavano : una ridotta flessione e aumentata intrarotazione dell'anca, minor flessione, maggiori angoli di adduzione, e maggiori angoli di abduzione del ginocchio; questi fattori tra loro associati rendevano i soggetti fortemente a rischio d'infortunio A sostegno dei dati sopra riportati Larwa J, Stoy C, Chafetz RS et al.[51] ,

hanno raccolto in una review sia gli studi di analisi video sulla lesione dell'LCA che gli studi sugli atleti che erano stati pre analizzati con un'eventuale lesione dell' LCA. I fattori che sono stati analizzati per fornire un'analisi articolare completa, per determinare un eventuale rischio di lesione e possibili metodologie di prevenzione, sono stati : gli angoli e la forza dei muscoli dell'anca, il

movimento in varo o valgo del ginocchio, la stabilità del tronco e il movimento della caviglia. La revisione fatta ha portato a dei risultati che dicono che la scarsa stabilità del core, l'atterraggio con il tallone, la debole forza di abduzione dell'anca e l'aumento del valgo del ginocchio possono contribuire ad aumentare il rischio di lesioni del LCA nei giovani atleti.

Dai risultati ottenuti nel lavoro di tesi è emerso che gli angoli di inversione, eversione, extrarotazione, flessione, di caviglia, ginocchio, anca e tronco, nel task monopodalico sono indicazione di variabilità e diversità nel gruppo di soggetti, sani e infortunati. Anche nei task bipodalici, troviamo l'atteggiamento di eccessiva extrarotazione ed eversione delle rispettive articolazioni, quindi nonostante sia stata data una maggiore stabilità al movimento, dettata dal doppio appoggio, questa non ha fatto sì che sia stata effettuata nessuna modifica per correggere i deficit emersi. Si è visto come marcatori anche gli istanti in cui avvengono i massimi angoli e i ROM dell'esecuzione del task bipodalico.

Uno degli esempi maggiormente rilevanti è quello del movimento di massima flessione del ginocchio nel drop monopodalico, che risulta essere in ritardo e non compensato dai muscoli estensori nel momento di massima flessione dell'articolazione.

Nei soggetti infortunati, nel momento di picco di flessione del ginocchio, si ha una massima estensione del tronco, che con uno scarso utilizzo della muscolatura del core crea instabilità nello squat monopodalico. Inoltre, nel momento di risalita, il tronco viene sbilanciato posteriormente per non sovraccaricare i muscoli estensori del ginocchio.

I task bipodalici si presentano con la stessa tipologia di deficit dei task monopodalici, ma con degli andamenti di minor rilievo. Risulta evidente che i task monopodalici sono esaustivi, in quanto la fotografia delle massime alterazioni è presente sia nei task di drop che di squat monopodalico.

Per rendere il protocollo ancora di più veloce applicazione, si potrebbe non prendere in considerazione lo squat monopodalico, perchè il drop monolaterale

è emerso essere un task motorio che mette altamente in crisi i soggetti infortunati e ne evidenzia tutte le possibili carenze.

L'obiettivo per le future acquisizioni sarà somministrare un protocollo con il drop bipodalico, per far prendere confidenza ai soggetti con la sensazione di caduta che si ha nei task di drop, ma si dovrà poi analizzare molto più attentamente quello che succede nel task monolaterale.

Nelle successive acquisizioni dati per studiare un indice di rischio di rottura del LCA, sarebbe interessante porre attenzione anche alle differenze che ci sono tra gamba destra e sinistra, che nel mio lavoro di tesi non è stato possibile confrontare.

Questa nuova tipologia di protocollo è adatta a tutti i soggetti nel periodo successivo di 2 o 3 mesi dall'inizio della riabilitazione, mentre in un periodo precedente, si potrà pensare di andare a somministrare i task di squat, monolaterale e bilaterale.

BIBLIOGRAFIA

[1] [<https://robertocolli.files.wordpress.com/2011/10/i-cambi-di-senso-e-cdd-negli-sport-di-squadra-1-parte.pdf>]

[2] [<https://www.istat.it/it/archivio/204663>]

[3] [<https://www.sixtusitalia.it/we-care/infortuni-sportivi>]

[4] [Acevedo RJ, Rivera-Vega A, Miranda G, Micheo W. Anterior cruciate ligament injury: identification of risk factors and prevention strategies. *Curr Sports Med Rep.* 2014 May-Jun]

[5] [Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clin Sports Med.* 2017 Jan]

[6] [Myer GD, Ford KR, Paterno MV, et al. The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *Am. J.Sports Med.* 2008],

[7][Evans KN, Kilcoyne KG, Dickens JF, et al. Predisposing risk factor for noncontact ACL injuries in military Subjects. *Knee Surg. Sports Traumatol.*

Arthrosc. 2012]

[8] [Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. Am. J. Sports Med. 2005]

[9] [Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. Am. J. Sports Med. 2006]

[10] [Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. Clin. Biomech. 2008]

[11] [Zazulak BT, Hewett TE, Reeves P, et al. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical Yepidemiologic study. Am. J. Sports Med. 2007]

[12] [Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, et al. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical epidemiological study. Am. J. Sports Med. 2007]

[13] [Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. *Am. J. Sports Med.* 2006]

[14] [Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, et al. Non-contact ACL injuries in females athletes: an international Olympic Committee current concepts statement. *Br. J. Sports Med.* 2008]

[15] [Myklebust G, Maehlum S, Holm I, Bahr R. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 1998]

[16] [Lambson RB, Barnhill BS, Higgins RW. Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injuries. *Am. J. Sports Med.* 1996]

[17] [Orchard JW, Powell JW. Risk of knee and ankle sprains under various weather conditions in American football. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2003]

[18] [Li G, DeFrate LE, Sun H, Gill TJ. In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion. *Am. J. Sports Med.* 2004]

[19] [Flynn RK, Pederson CL, Birmingham TB, et al. The familial predisposition toward tearing the anterior cruciate ligament: a case-control study. *Am. J. Sports Med.* 2005]

[20] [Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, et al. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sports. *Clin. J. Sport Med.* 2012]

[21] [Li G, DeFrate LE, Sun H, Gill TJ. In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion. *Am. J. Sports Med.* 2004]

[22] [Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. *Am J Sports Med* 2005]

[23] [Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010.]

[24] [Imwalle LE, Myer GD, Ford KR, et al. Relationship between hip and knee kinematics in athletic women during cutting maneuvers: a possible link to noncontact anterior cruciate ligament injury and prevention. *J Strength Cond Res* 2009].

[25] [Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. Br J Sports Med 2007]

[26] [Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. Valgus plus internal rotation moments increase anterior cruciate ligament strain more than either alone. Med Sci Sports Exerc 2011]

[27] [Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. J Am Acad Orthop Surg 2000]

[28] Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. J Athl Train. 2012 May-Jun

[29] Hanzlíková I, Hébert-Losier K. Is the Landing Error Scoring System Reliable and Valid? A Systematic Review. Sports Health. 2020 Mar/Apr

[30] [<https://streamededu.com/rischio-infortuni-lca-landing-error-scoring-system/>]

[31] Krosshaug T, Steffen K, Kristianslund E, Nilstad A, Mok KM, Myklebust G, Andersen TE, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. Am J Sports Med. 2016 Apr

[32] Sawacha Z, Ciniglio A, Scaldaferrò A, Spolaor F. Motion analysis for ACL injuries prevention in sport: a systematic review. *Minerva Orthop* 2021

[33] Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Tuck Jump Assessment for Reducing Anterior Cruciate Ligament Injury Risk. *Athl Ther Today*. 2008

[34] Myer GD, Kushner AM, Brent JL, Schoenfeld BJ, Hugentobler J, Lloyd RS, Vermeil A, Chu DA, Harbin J, McGill SM. The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond J*. 2014 Dec 1

[35] Räsänen AM, Pasanen K, Krosshaug T, Vasankari T, Kannus P, Heinonen A, Kujala UM, Avela J, Perttunen J, Parkkari J. Association between frontal plane knee control and lower extremity injuries: a prospective study on young team sport athletes. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2018 Jan 13

[36] Petushek E, Nilstad A, Bahr R, Krosshaug T. Drop Jump? Single-Leg Squat? Not if You Aim to Predict Anterior Cruciate Ligament Injury From Real-Time Clinical Assessment: A Prospective Cohort Study Involving 880 Elite Female Athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2021 Jul

[37] [Anatomia dell'uomo]

[38] [Arcangelo Pasqualino, Enzo Nesci Vol anatomia umana fondamentale pag 345-356]

[39][<http://analisi dinamica.it/storia-dellanalisi-del-movimento/>]

[40] appunti lezioni professoressa Zimi Sawacha e Fabiola Spolaor

[41] [Perry Jaqueline vol Analisi del movimento pag 27]

[42] [A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Inghosso, R. Nativi, M. G. Benedetti. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. 2007, Gait and posture, Vol. 26, p. 560-571.]

[43] [Cappello A., A. Capozzo e P.E. Di Prampero: Bioingegneria della postura e del movimento.]

[44] Glassbrook, Daniel J.¹; Brown, Scott R.¹; Helms, Eric R.¹; Duncan, Scott¹; Storey, Adam G.^{1,2} The High-Bar and Low-Bar Back-Squats: A Biomechanical Analysis, Journal of Strength and Conditioning Research: July 2019

[45] Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review. Int J Environ Res Public Health. 2020 Nov 6

[46] Molinaro L, Taborri J, Santospagnuolo A, Vetrano M, Vulpiani MC, Rossi S. Sensor-Based Indices for the Prediction and Monitoring of Anterior Cruciate Ligament Injury: Reliability Analysis and a Case Study in Basketball. *Sensors* (Basel). 2021 Aug 7

[47] Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *Knee*. 2009 Mar

[48] Zhang S, Fu W, Liu Y. Changes in Lower-Limb Biomechanics, Soft Tissue Vibrations, and Muscle Activation During Unanticipated Bipedal Landings. *J Hum Kinet*. 2019 Jul 5

[49] Xu D, Zhou H, Baker JS, István B, Gu Y. An Investigation of Differences in Lower Extremity Biomechanics During Single-Leg Landing From Height Using Bionic Shoes and Normal Shoes. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021 Aug 9

[50] [<https://it.education-wiki.com/5432142-what-is-matlab>]

[51] Larwa J, Stoy C, Chafetz RS, Boniello M, Franklin C. Stiff Landings, Core Stability, and Dynamic Knee Valgus: A Systematic Review on Documented Anterior Cruciate Ligament Ruptures in Male and Female Athletes. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Apr

APPENDICE

SANI VS INFORTUNATI

1. drop monopodalico

1.1. angoli

1.1.1. caviglia

Grafico 1-2

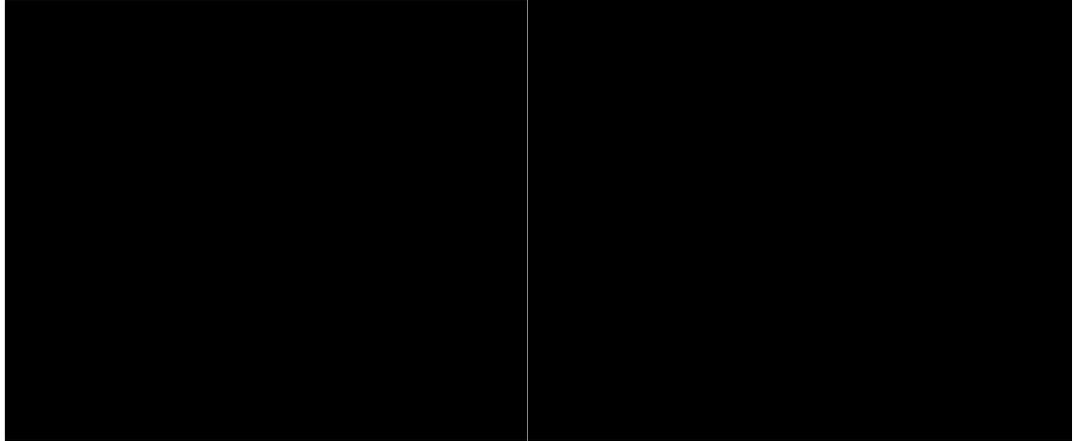


Grafico 3-4

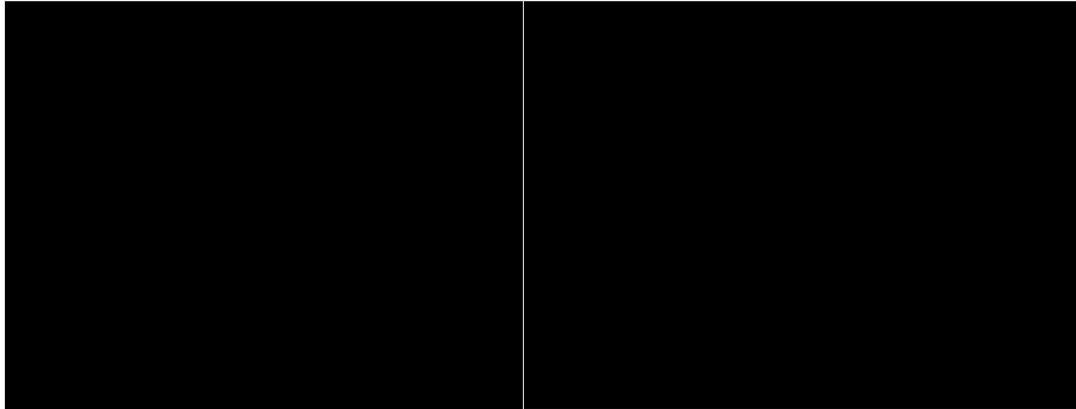


Grafico 5-6

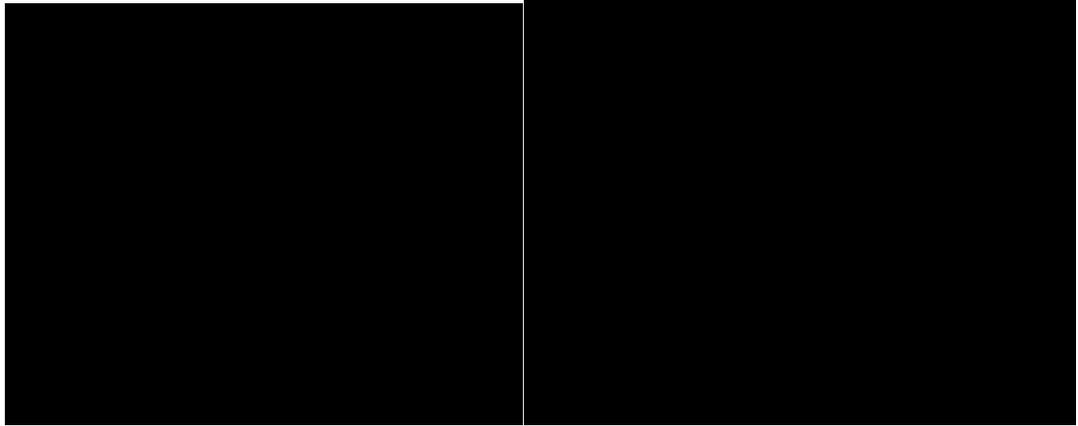


Grafico 7-8



1.1.2. ginocchio

Grafico 9-10

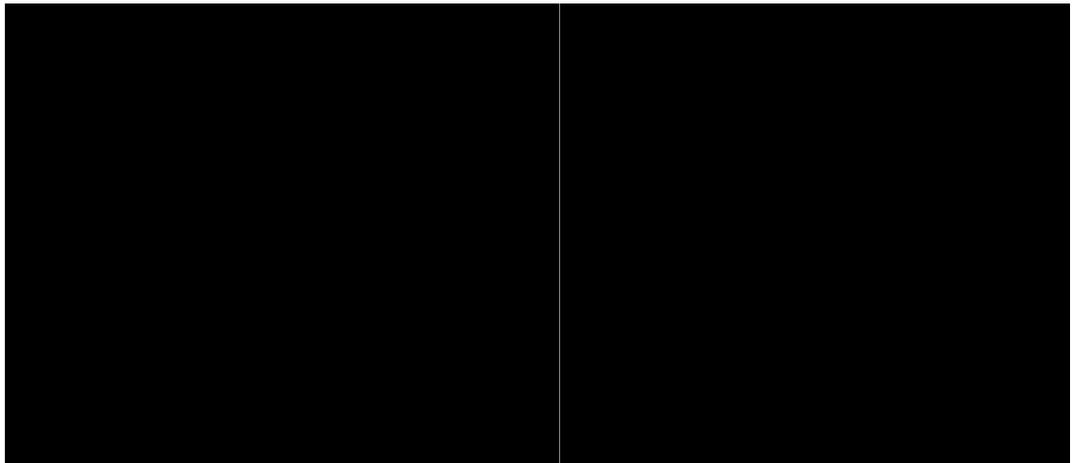
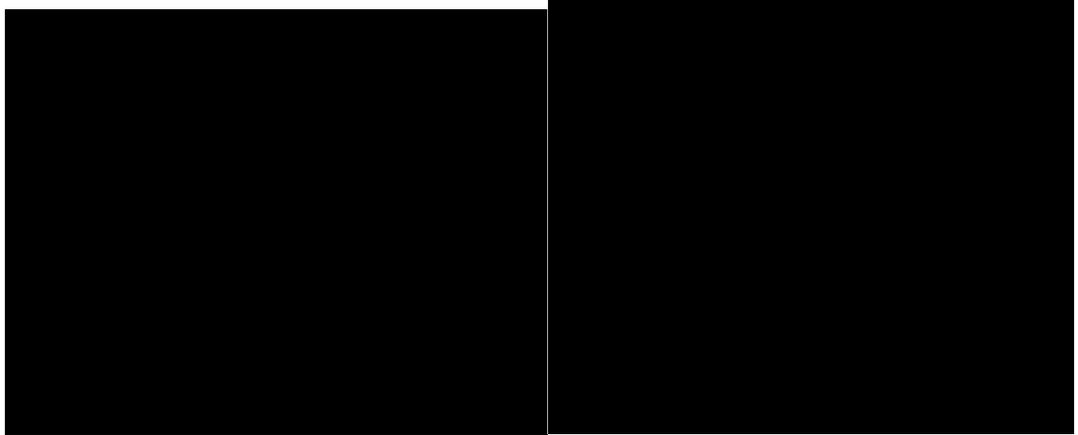


Grafico 11-12



1.1.3. anca

Grafico 13-14

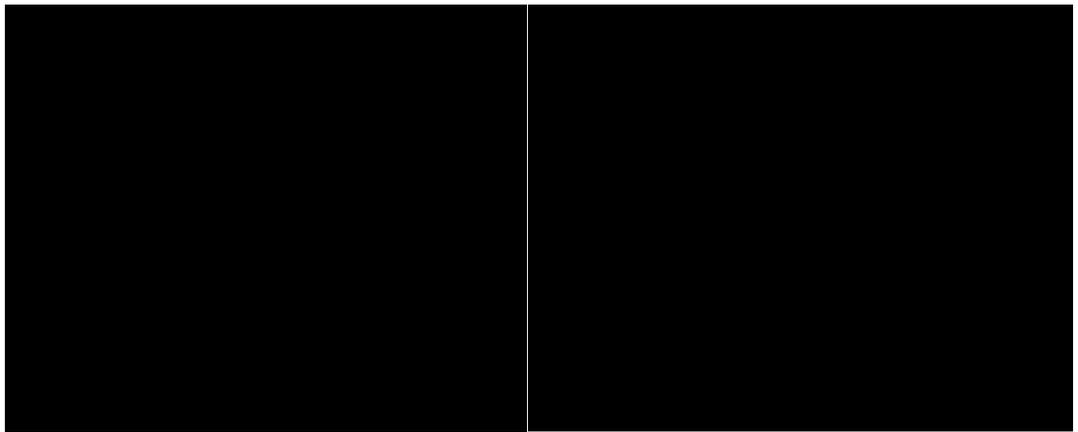


Grafico 15-16

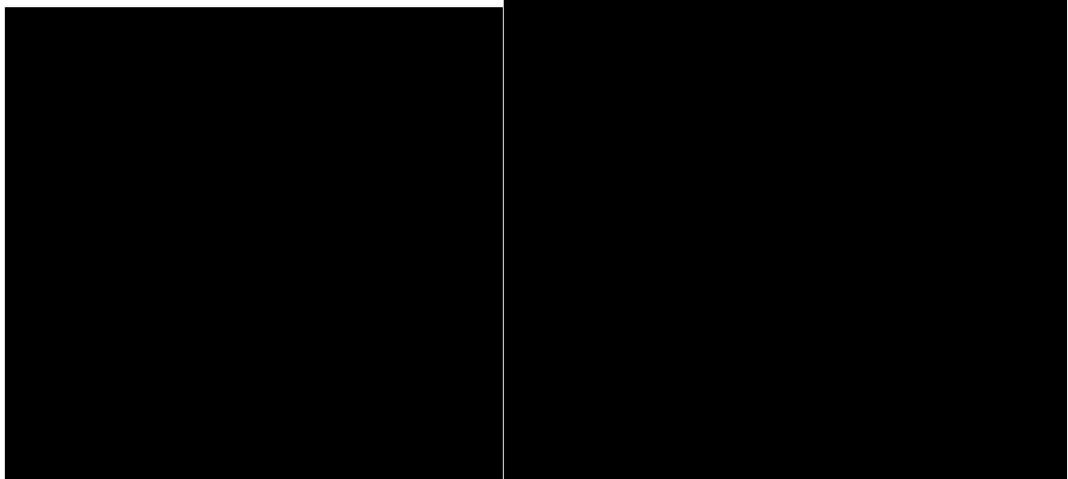
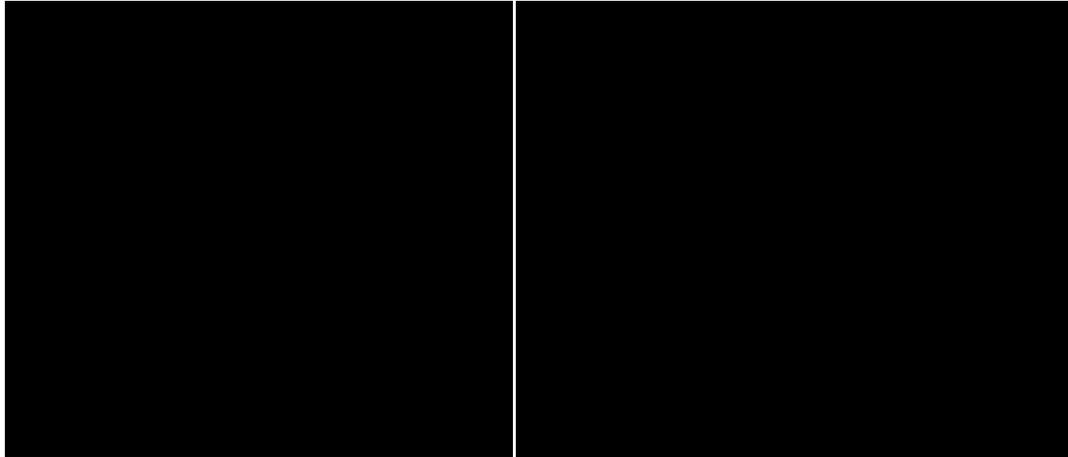
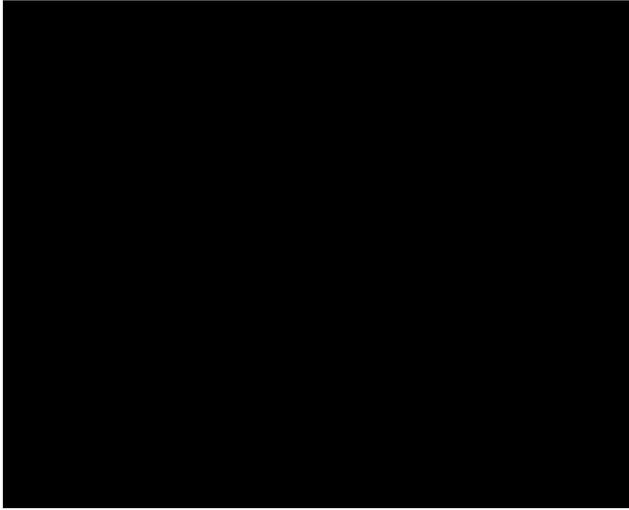


Grafico 17-18



1.1.4. pelvi

Grafico 19



1.1.5. tronco

Grafico 20-21

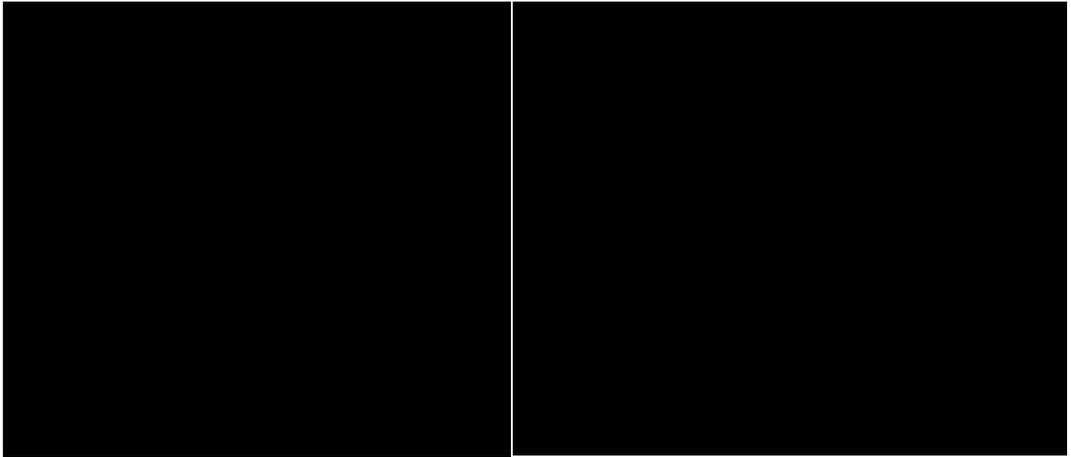


Grafico 22-23

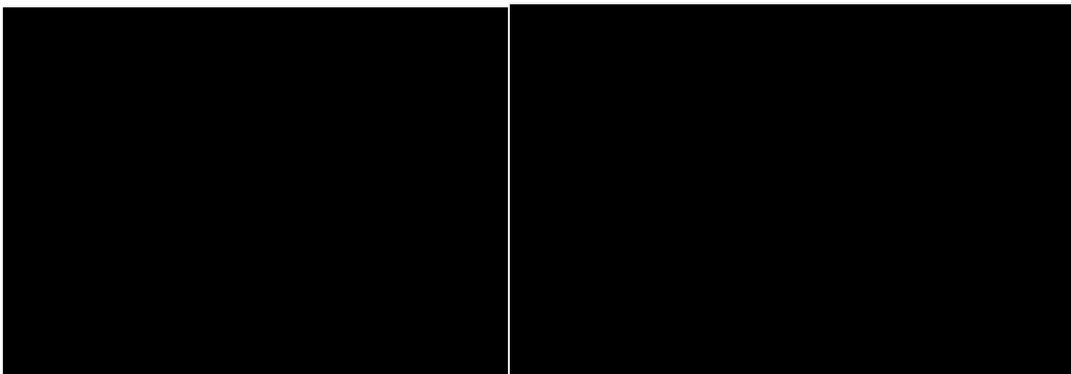
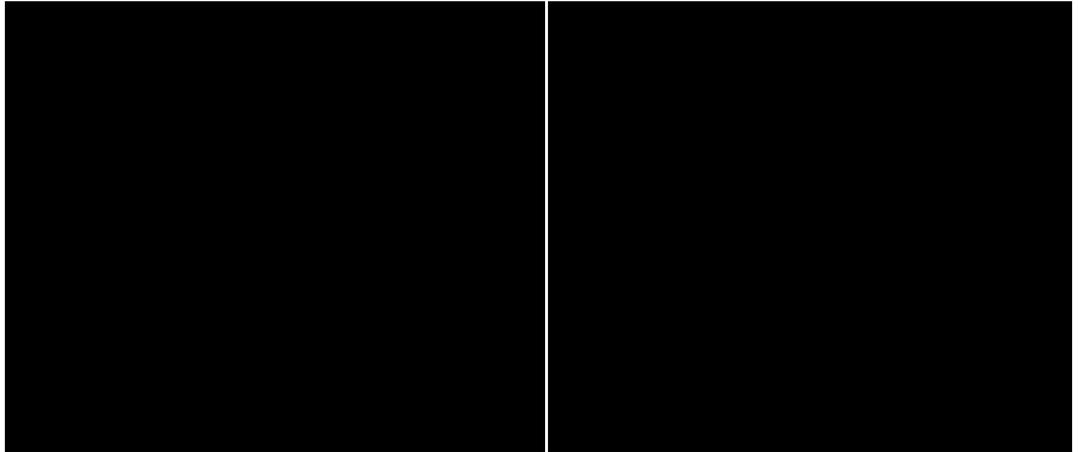


Grafico 24-25



1.2.momenti
1.2.1. caviglia

Grafico 26-27

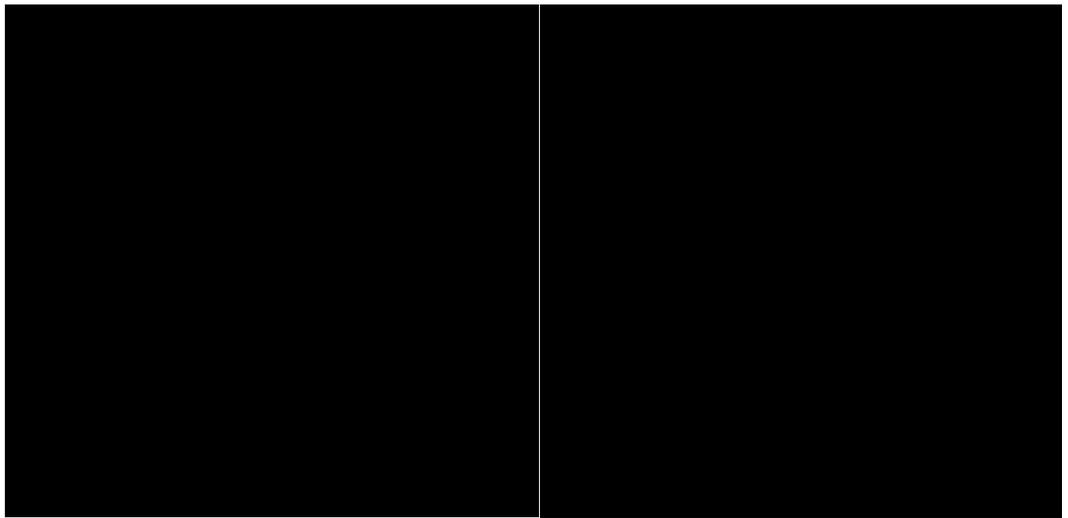


Grafico 28-29

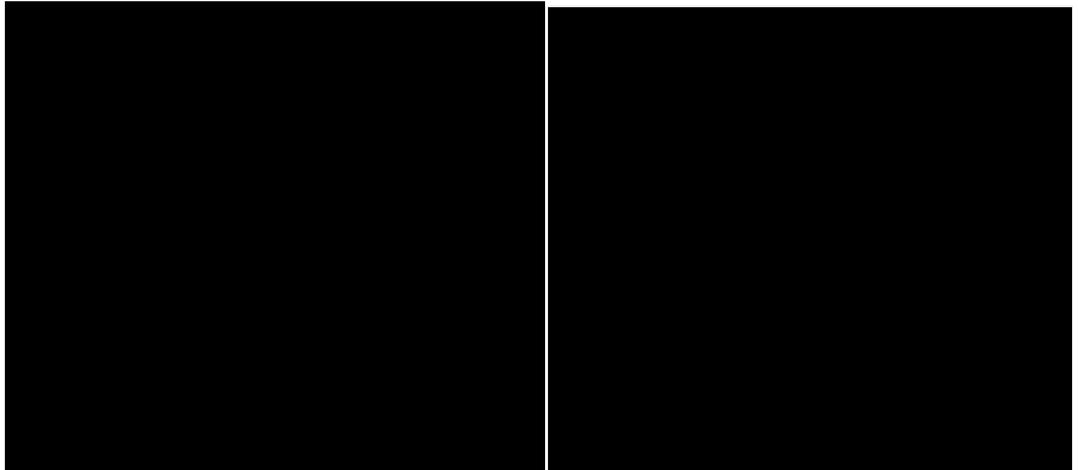
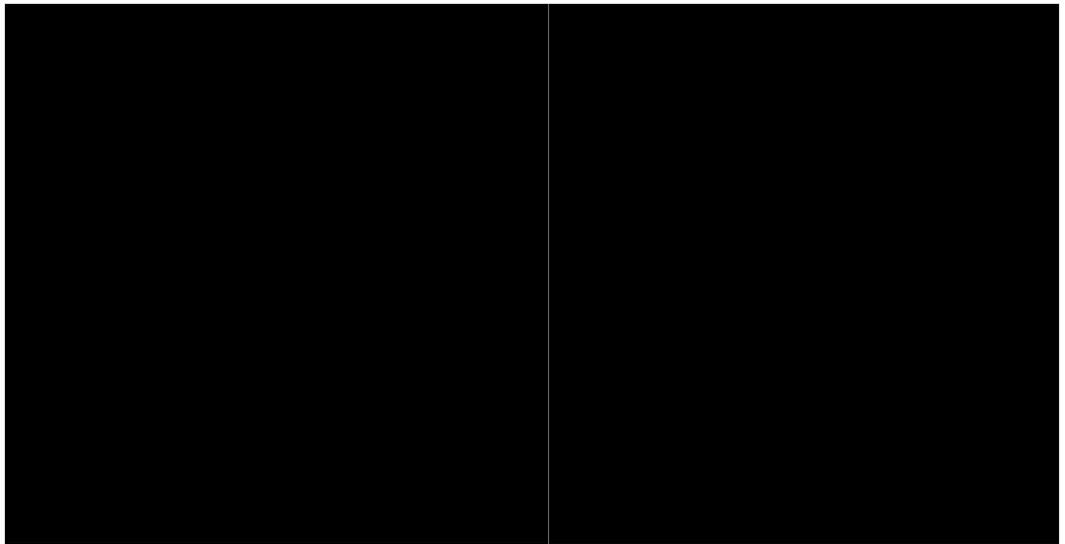


Grafico 30-31



1.2.2. ginocchio

Grafico 32-33

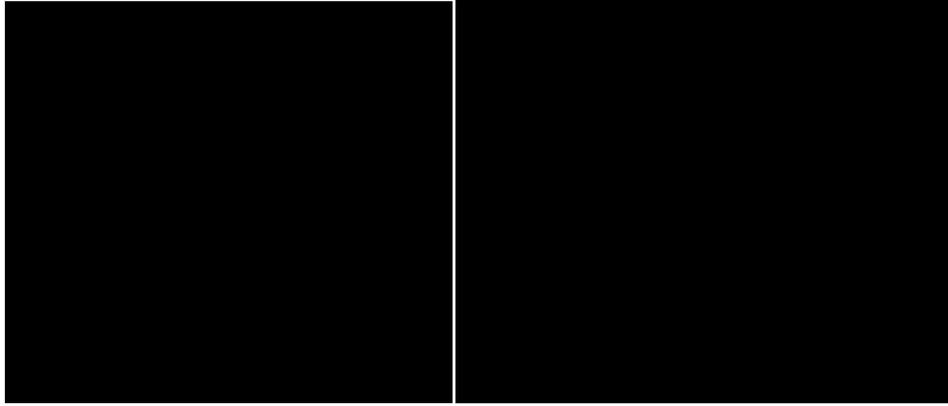


Grafico 34-35

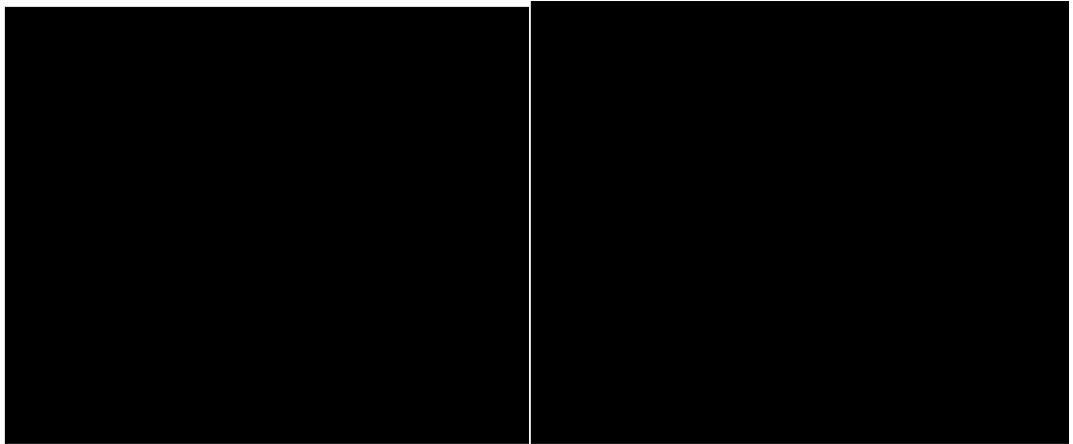


Grafico 36-37

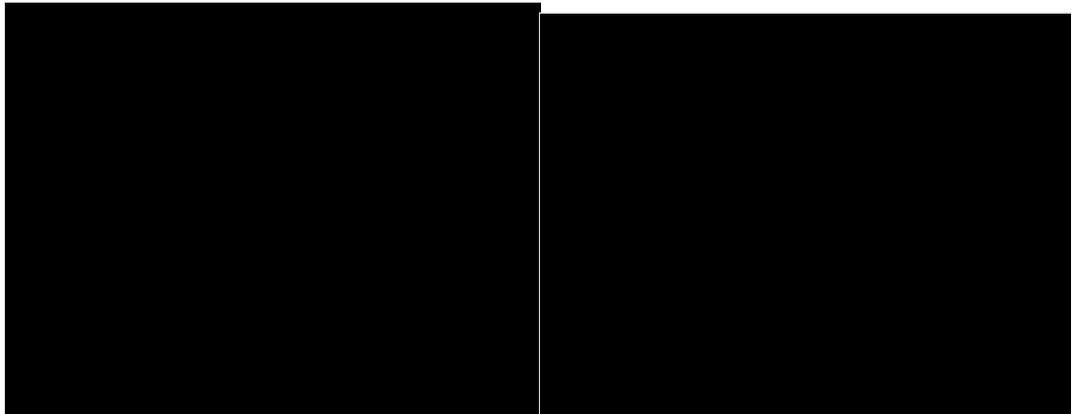


Grafico 38-39

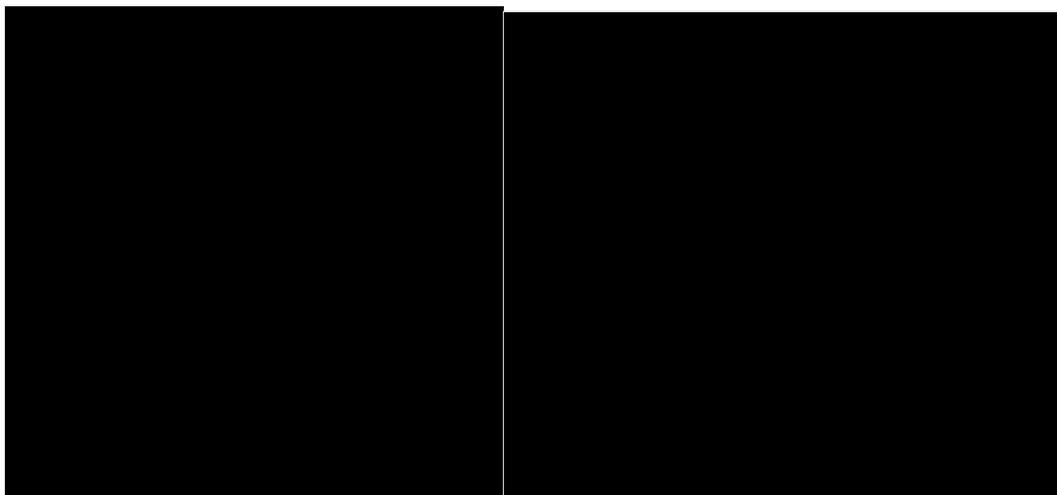
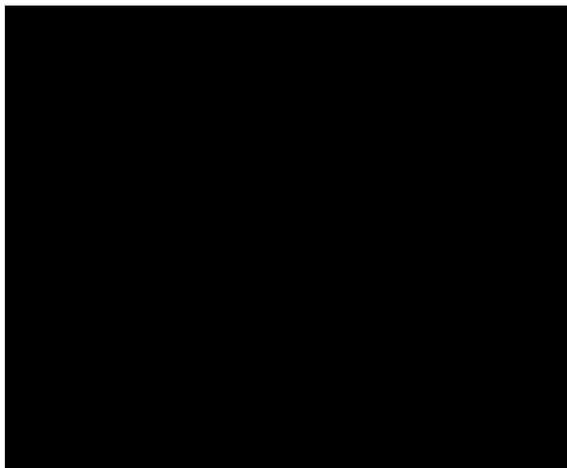


Grafico 40



1.2.3. anca

Grafico 41-42

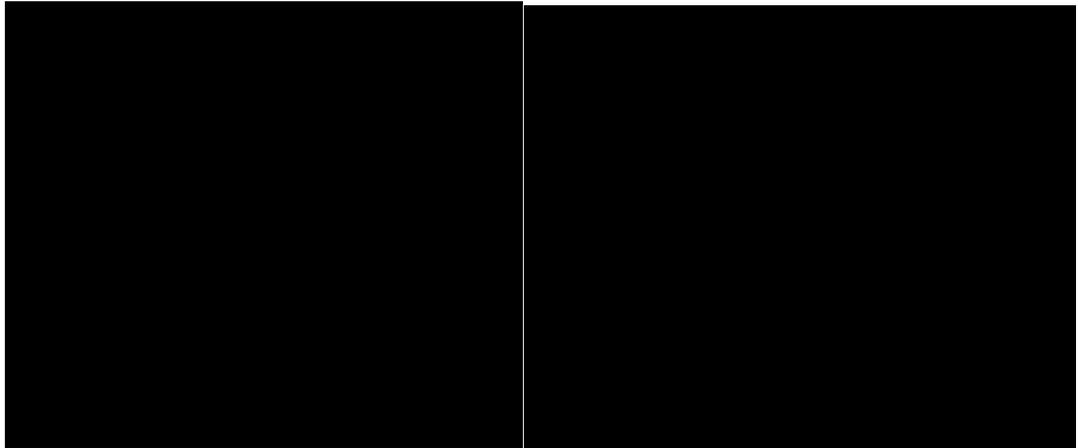


Grafico 43-44

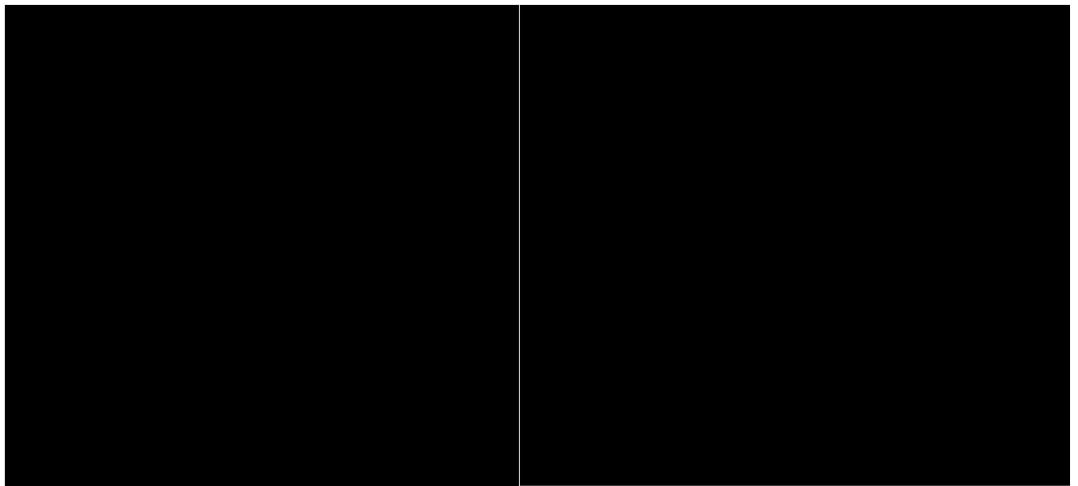


Grafico 45-46

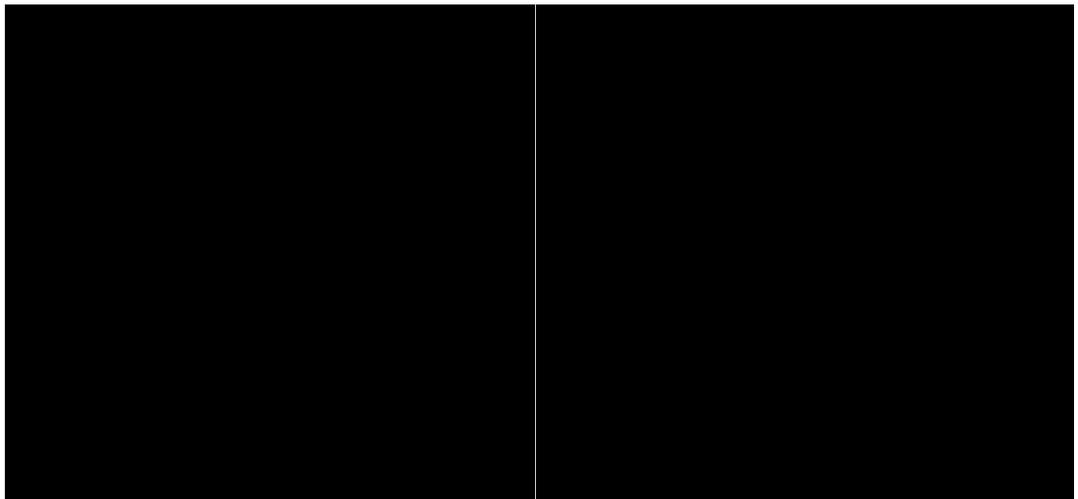
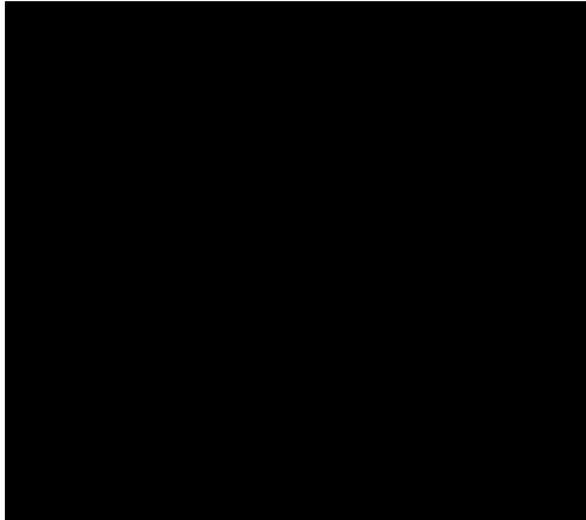


Grafico 47



1.2.4. tronco

Grafico 48-49

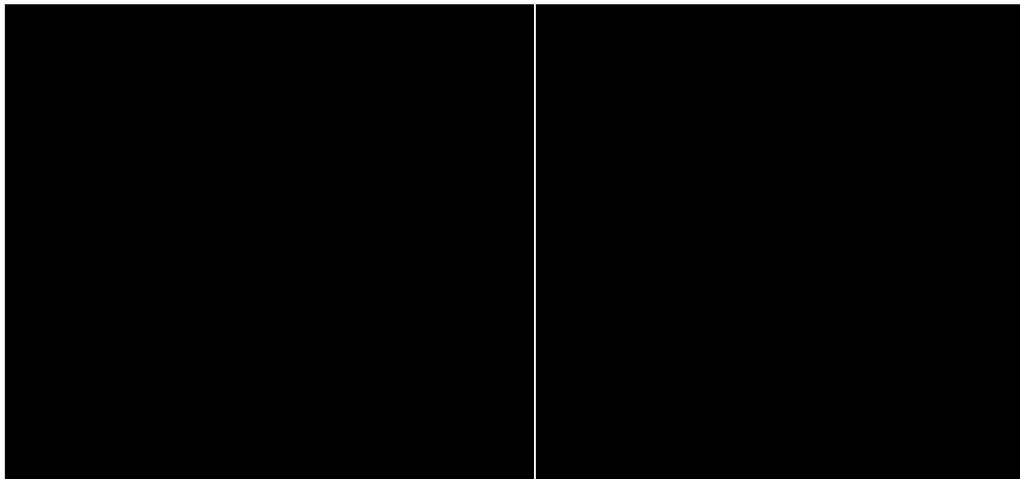
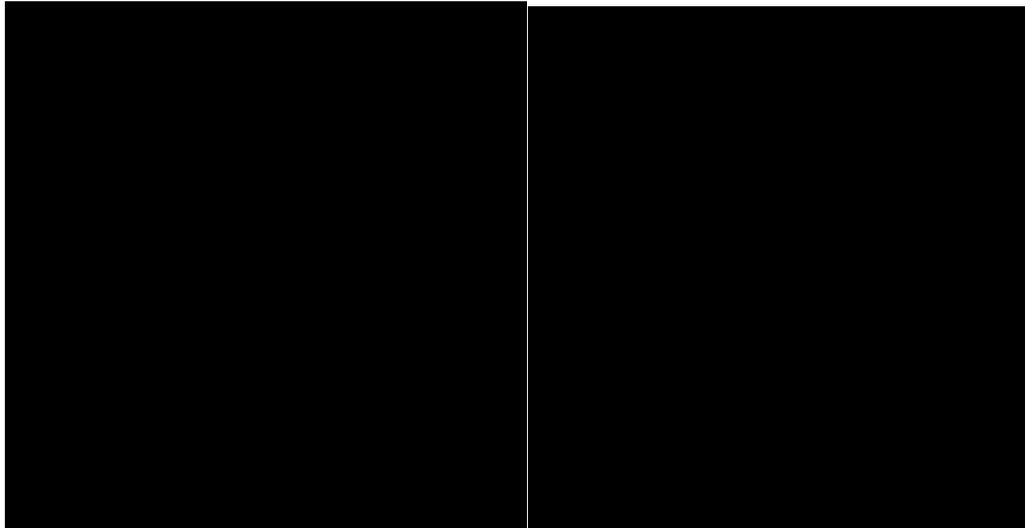


Grafico 50-51



2. squat monopodalico

2.1.angoli

2.1.1. caviglia

Grafico 52-53

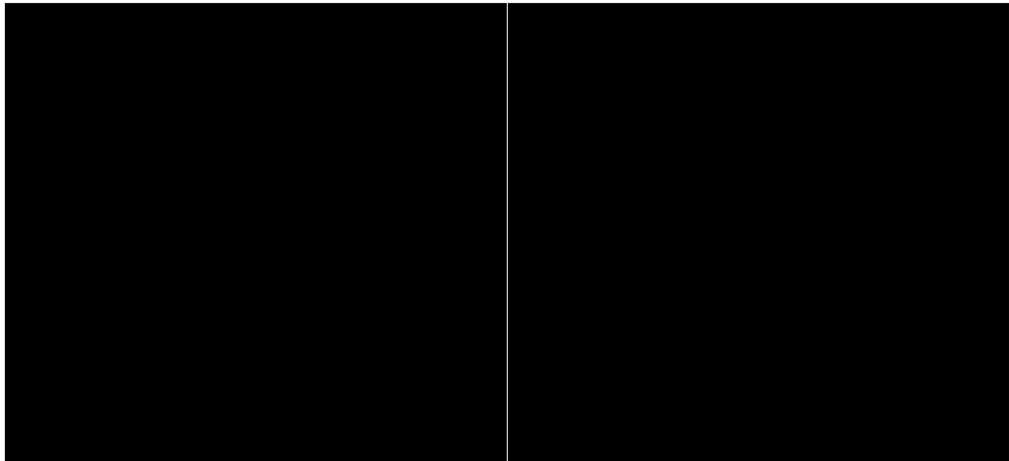
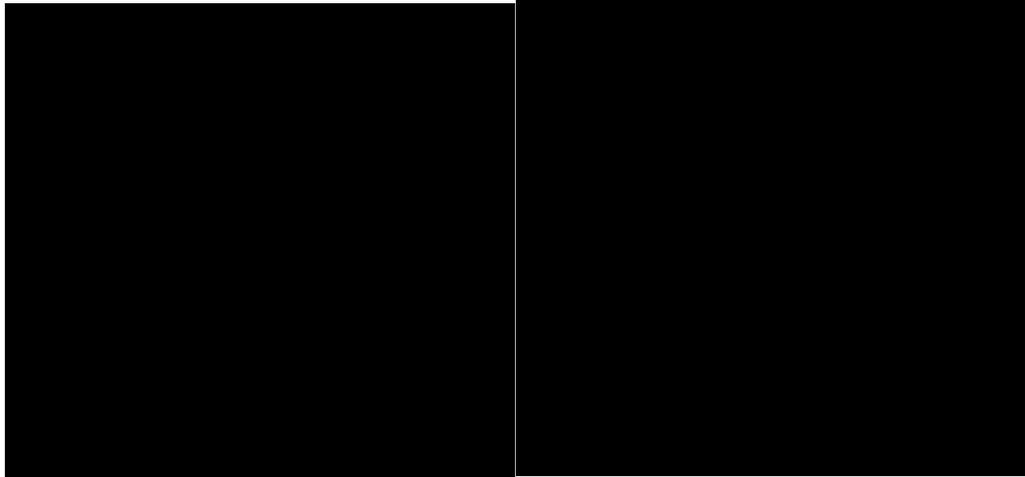


Grafico 54-55



2.1.2. ginocchio→

Grafico 56-57

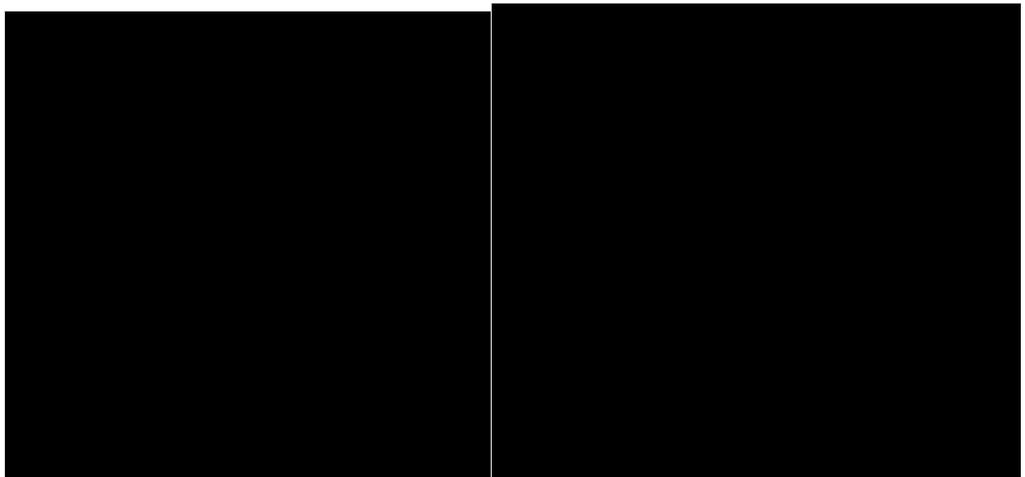
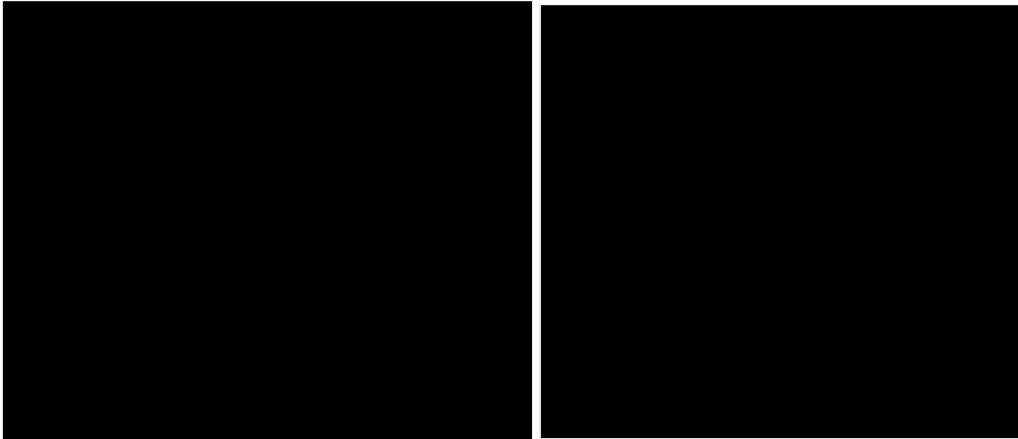


Grafico 58-59



2.1.3. anca

Grafico 60-61

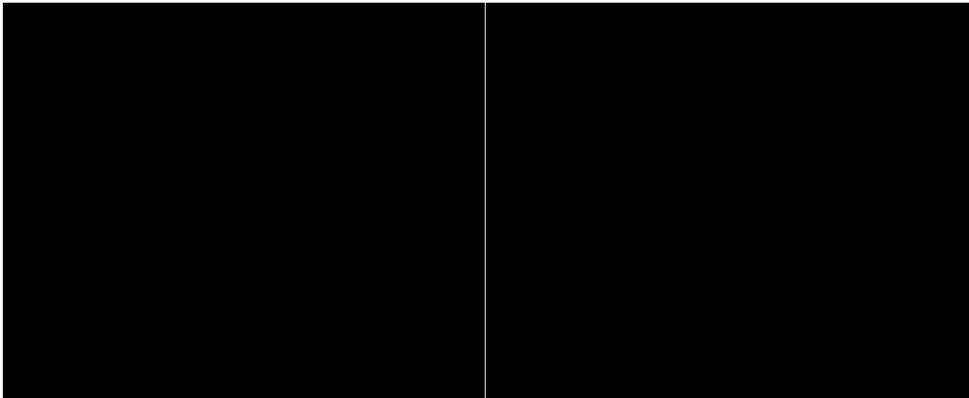


Grafico 62-63

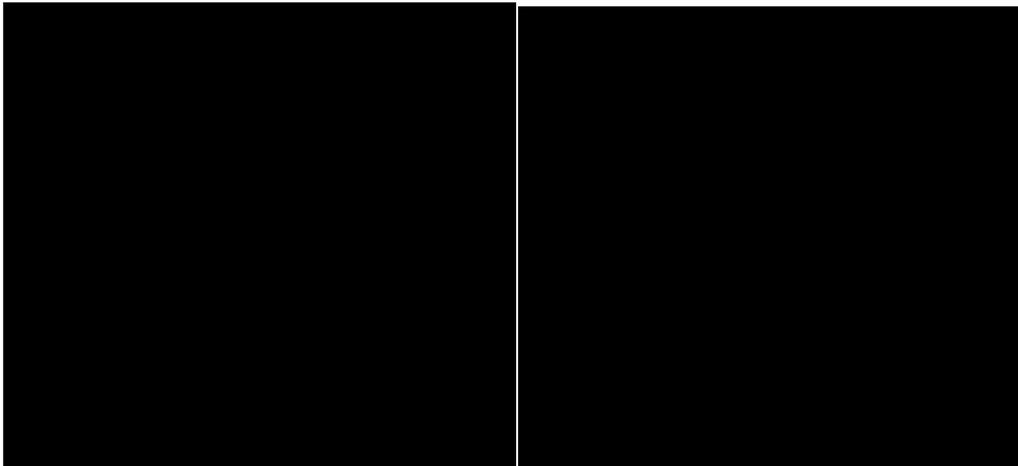


Grafico 64-65

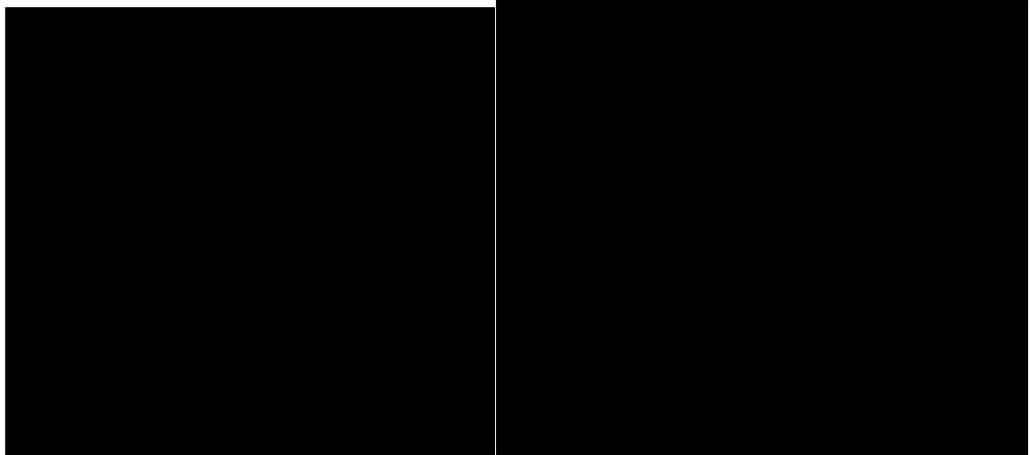
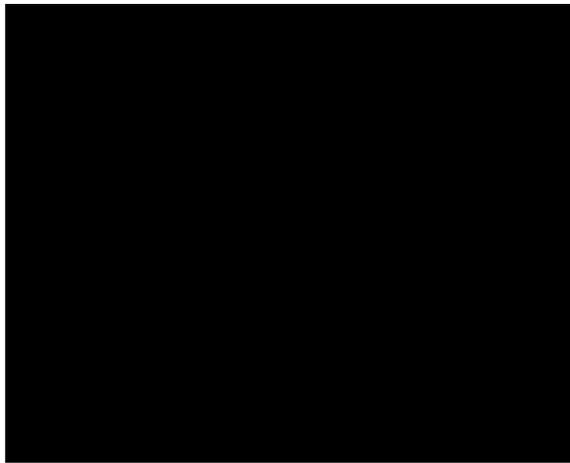
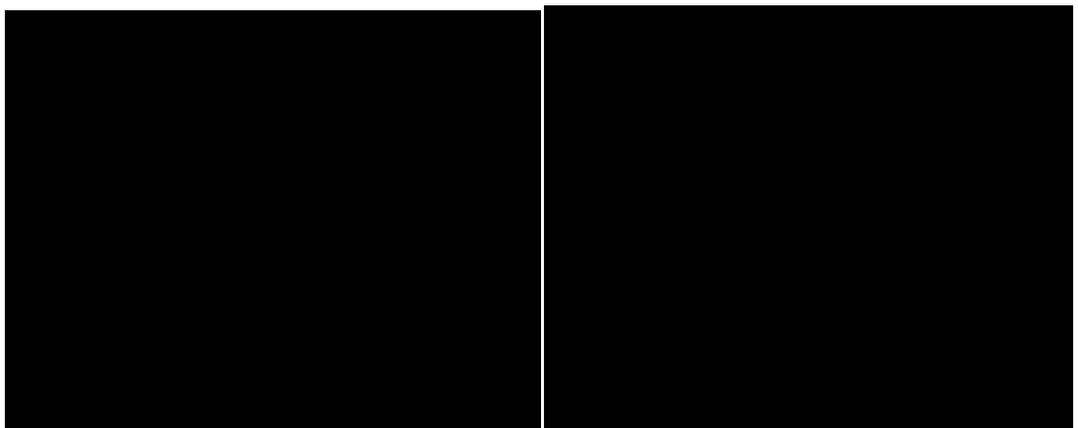


Grafico 66



2.1.4. pelvi

Grafico 67-68



2.1.5. tronco

Grafico 69-70

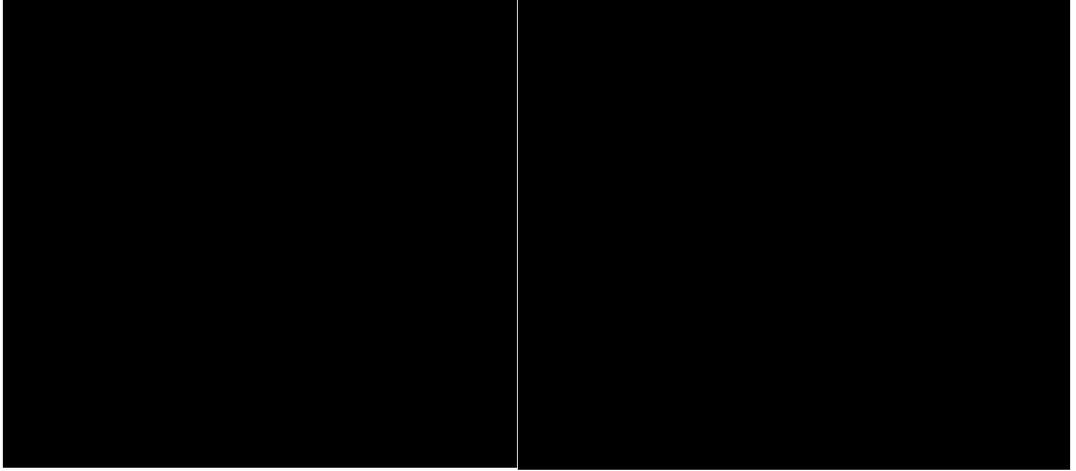


Grafico 71-72

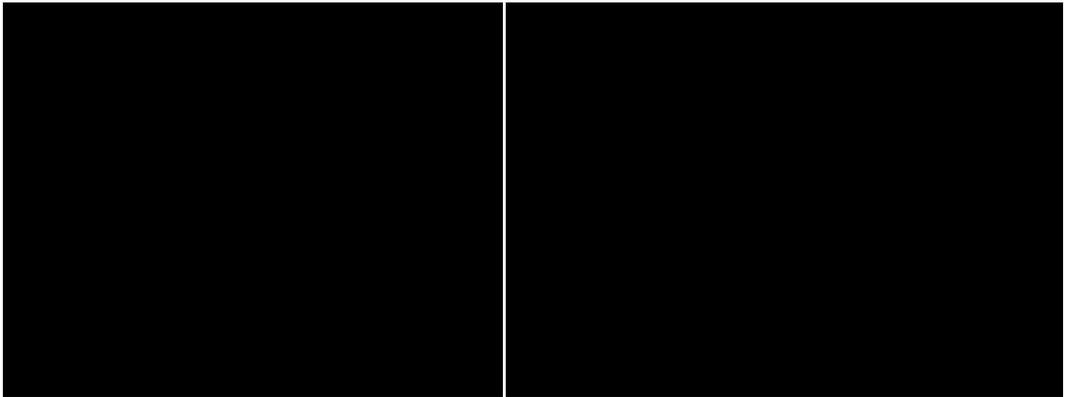
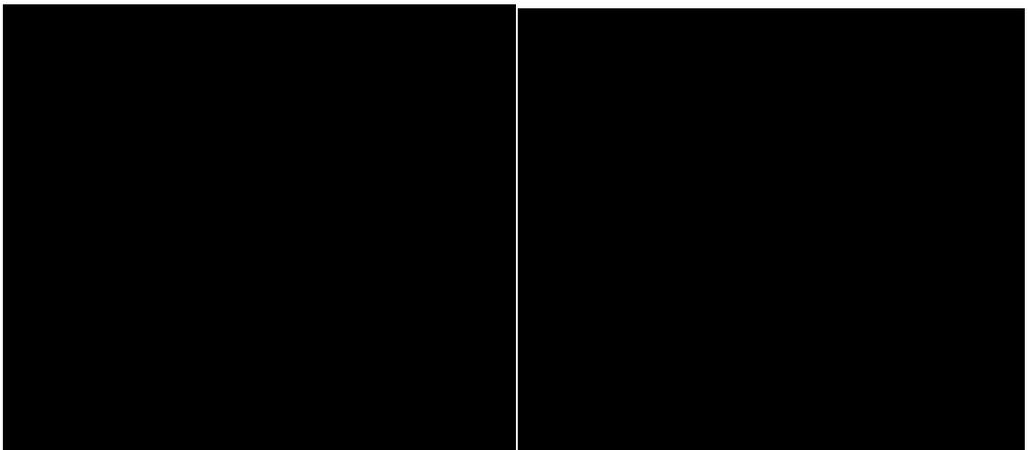


Grafico 73-74



2.2.forze

Grafico 75-76

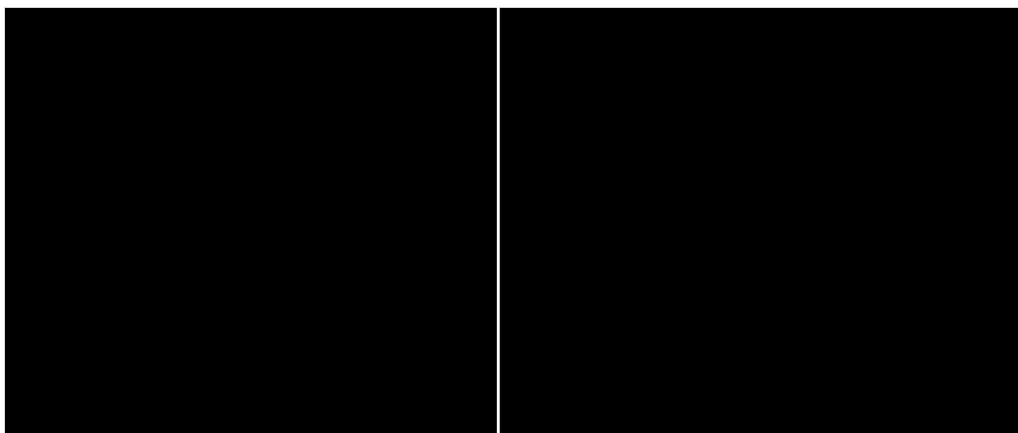
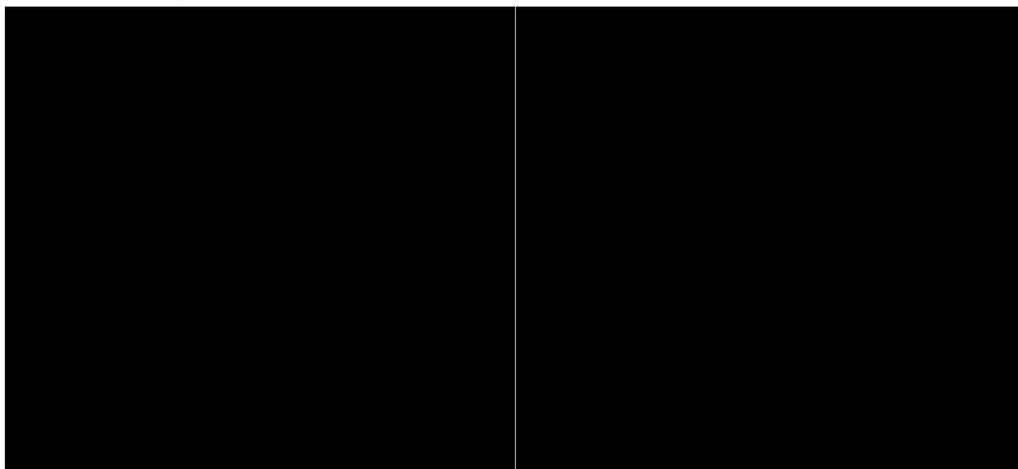
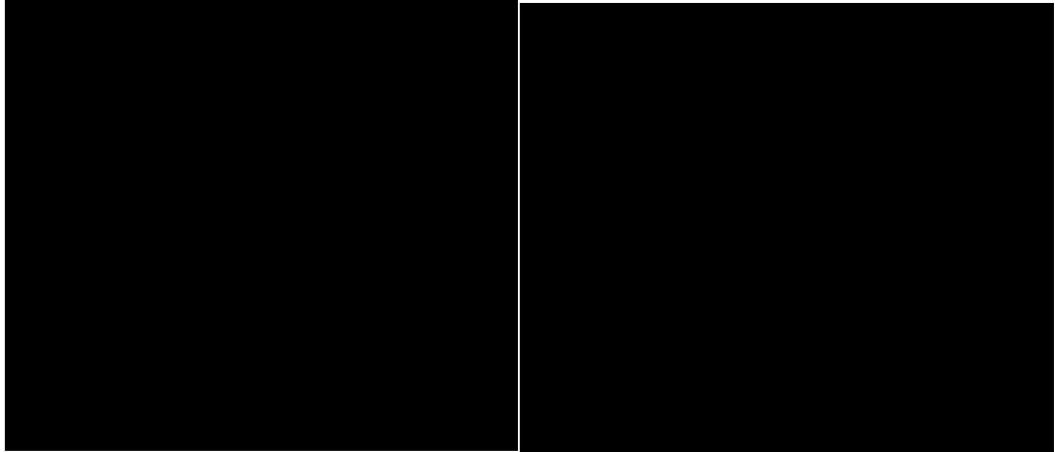


Grafico 77-78



2.3.momenti
2.3.1. caviglia

Grafico 79-80



2.3.2. ginocchio

Grafico 81-82

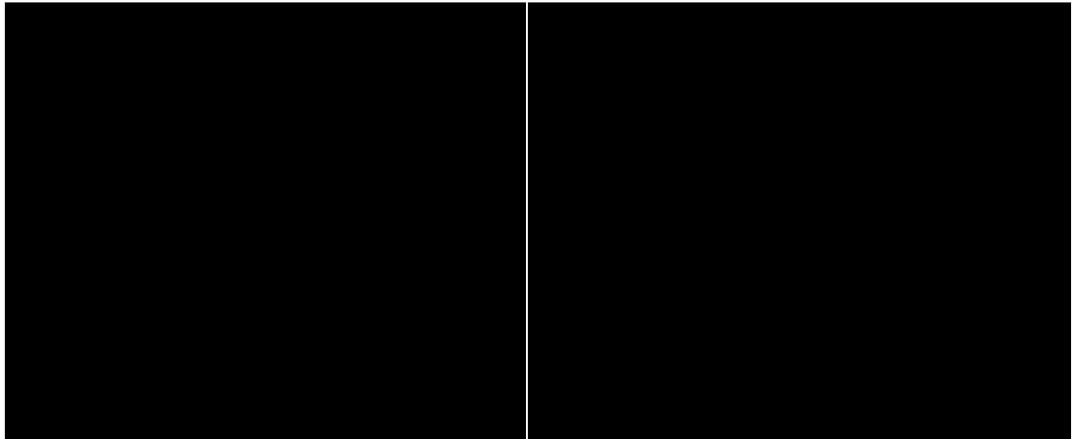


Grafico 83-84

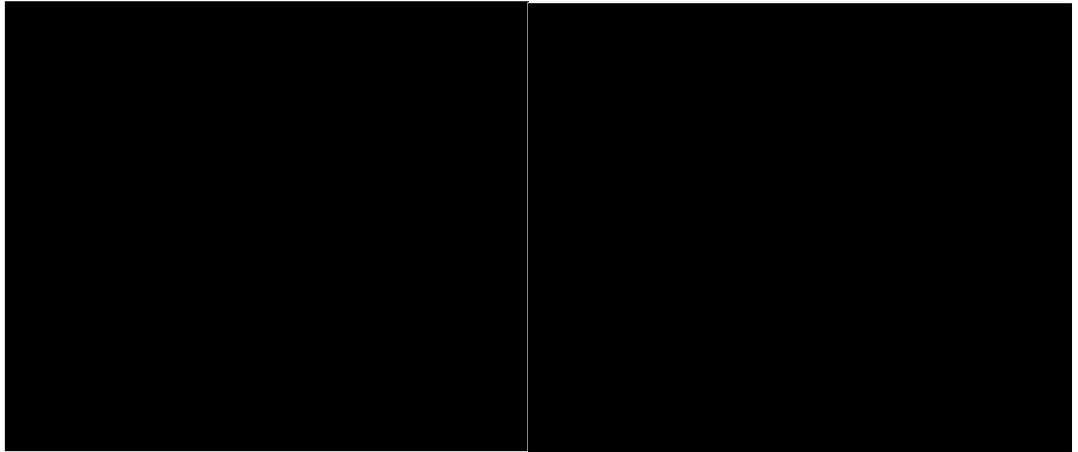


Grafico 85-86

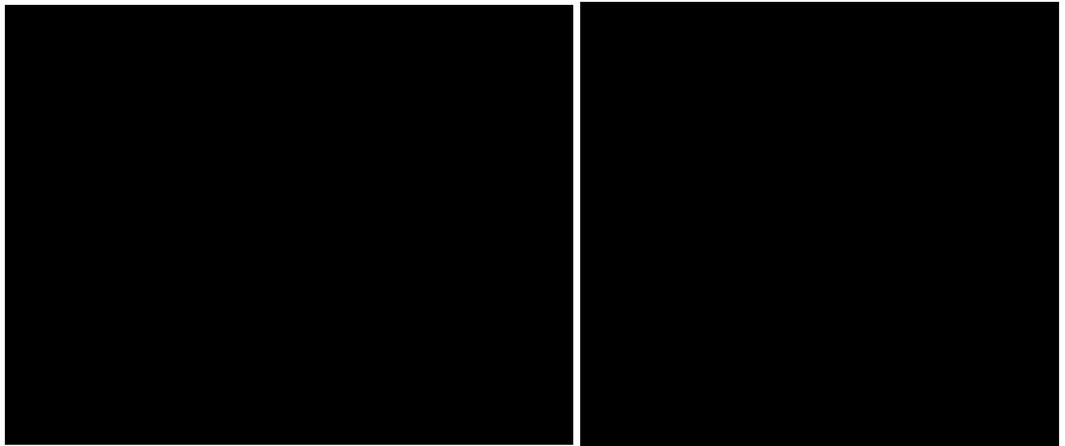


Grafico 87-88

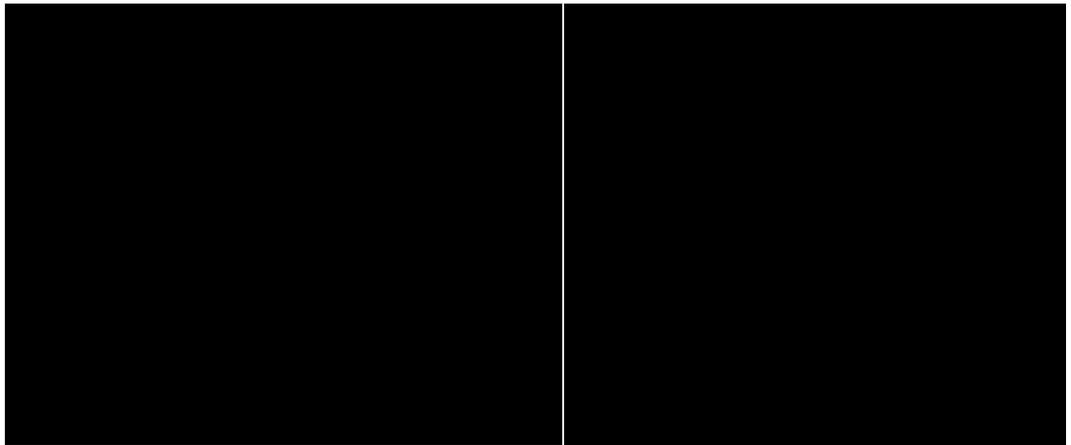
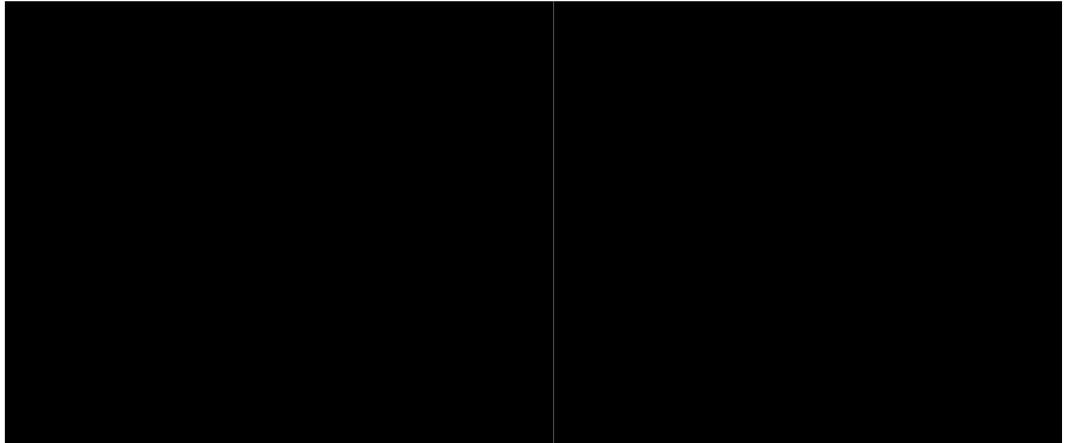


Grafico 89-90

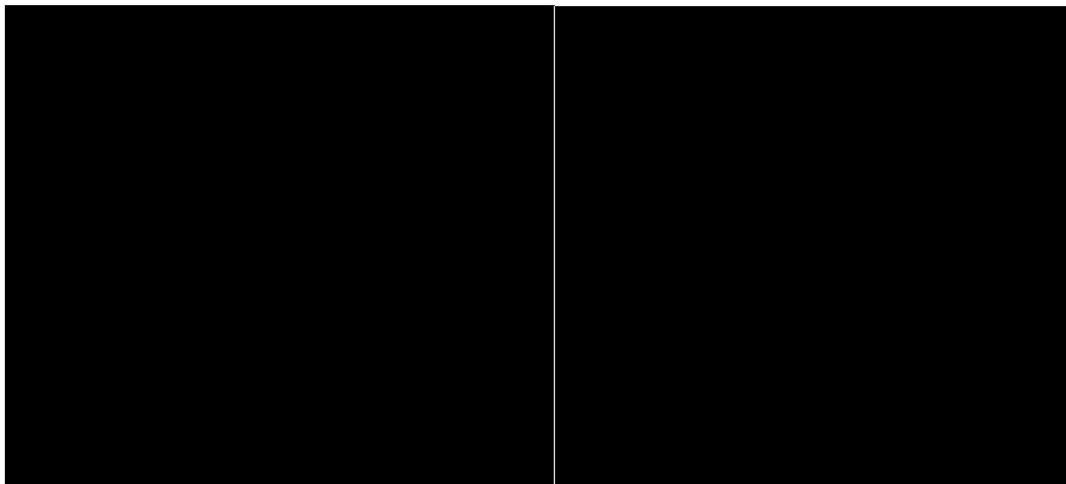


2.3.3. anca

Grafico 91-92



Grafico 93-94



2.3.4. tronco

Grafico 95-96

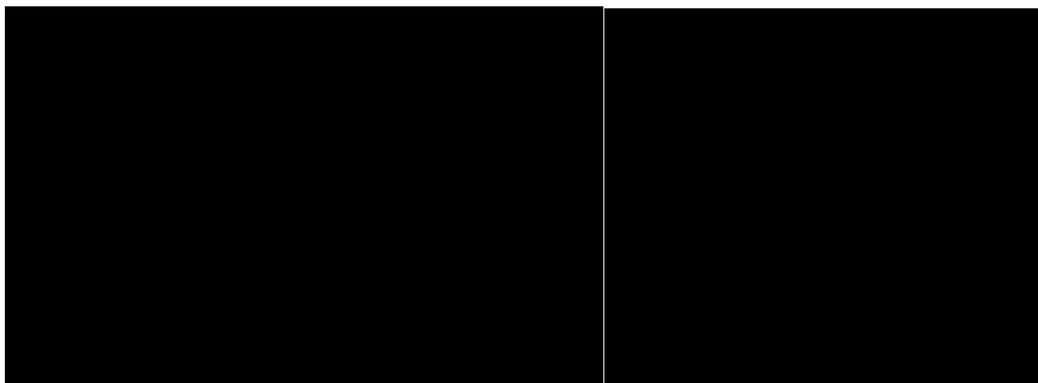
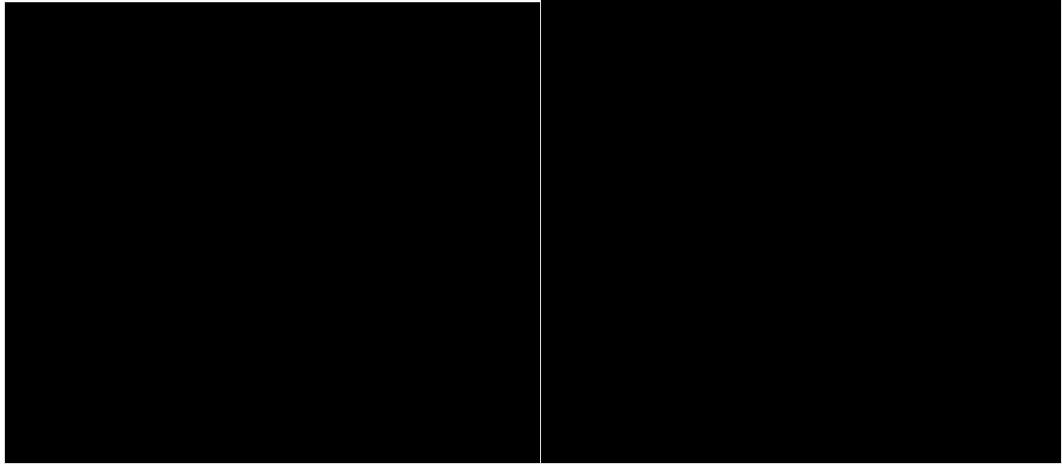


Grafico 97-98



3. squat bipodalico

3.1.angoli

3.1.1. caviglia

Grafico 99-100

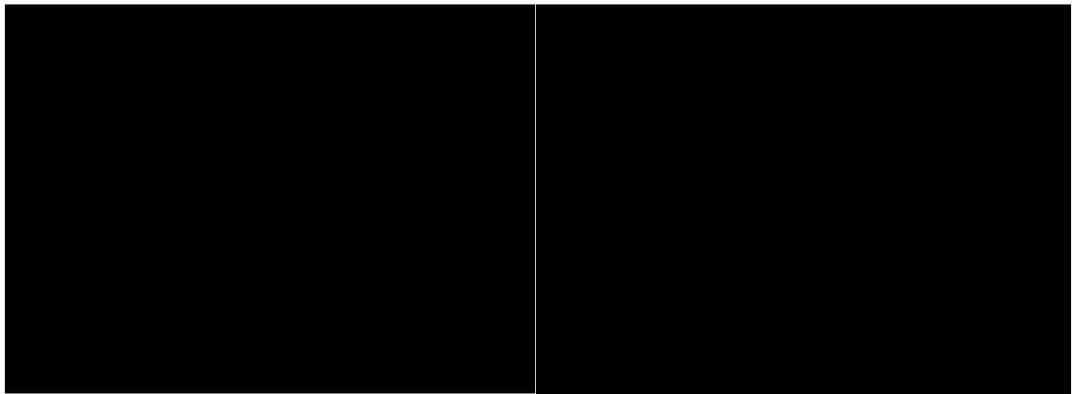


Grafico 101-102

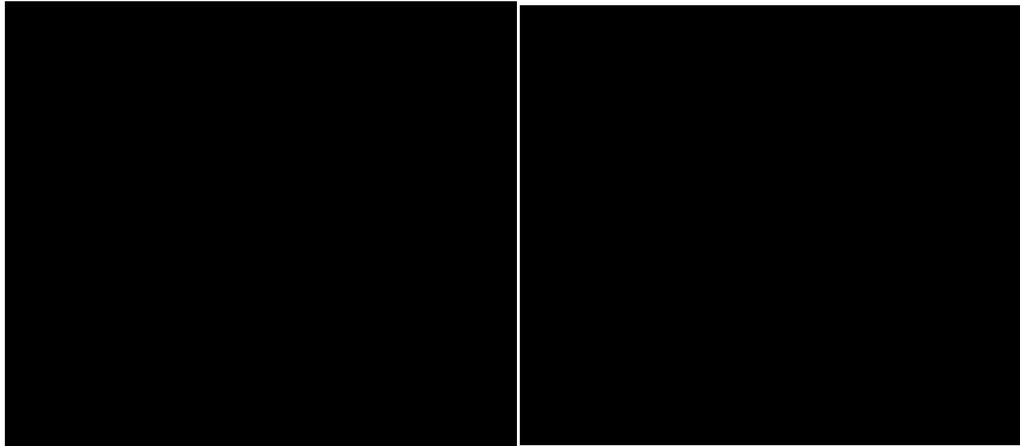


Grafico 103-104

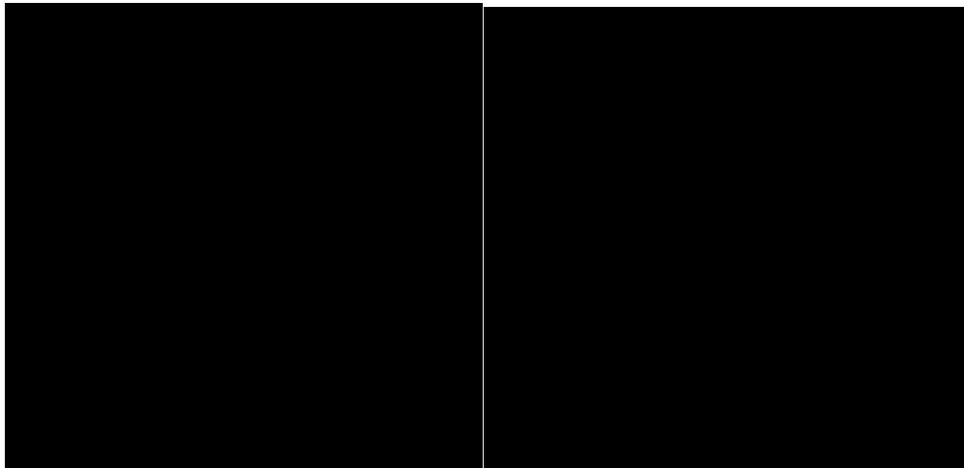
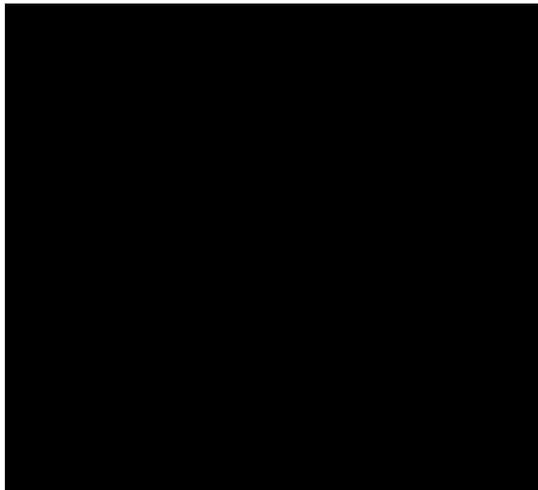


Grafico 105



3.1.2. ginocchio

Grafico 106-107

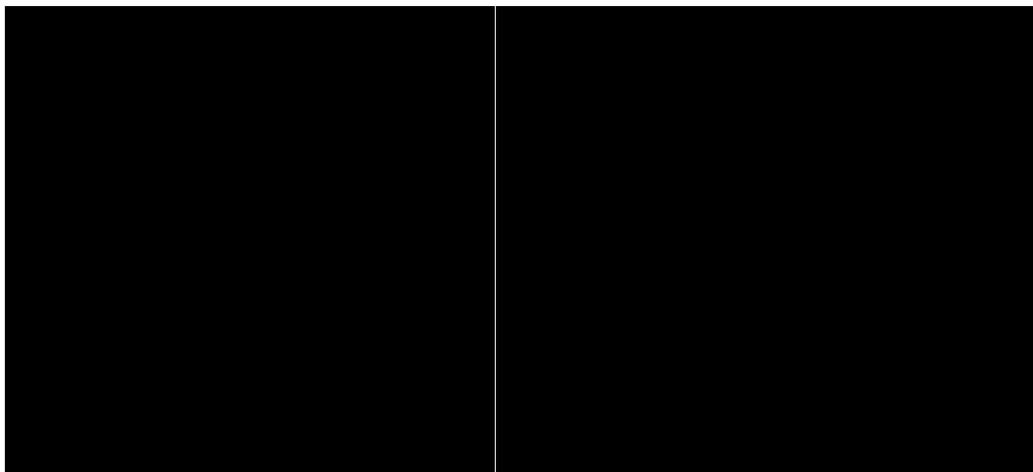
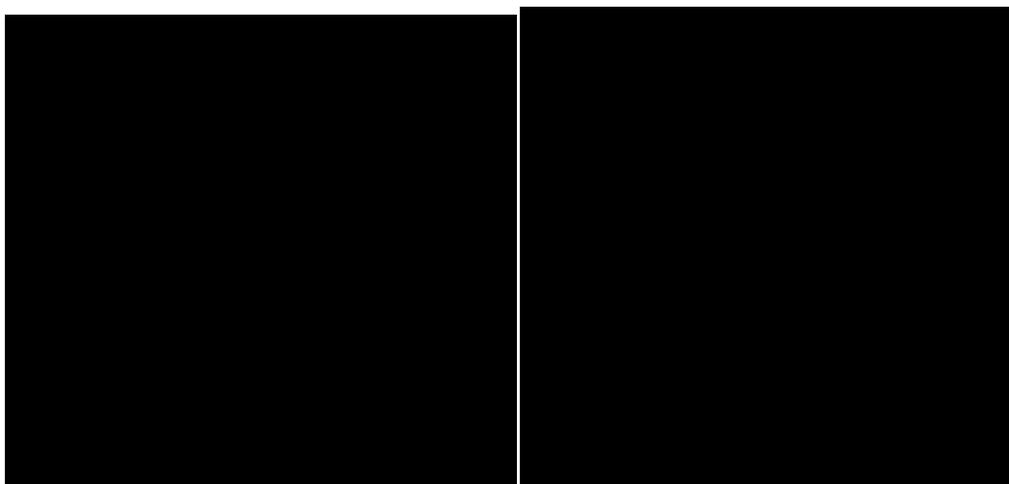


Grafico 108-109



3.1.3. anca

Grafico 110-111

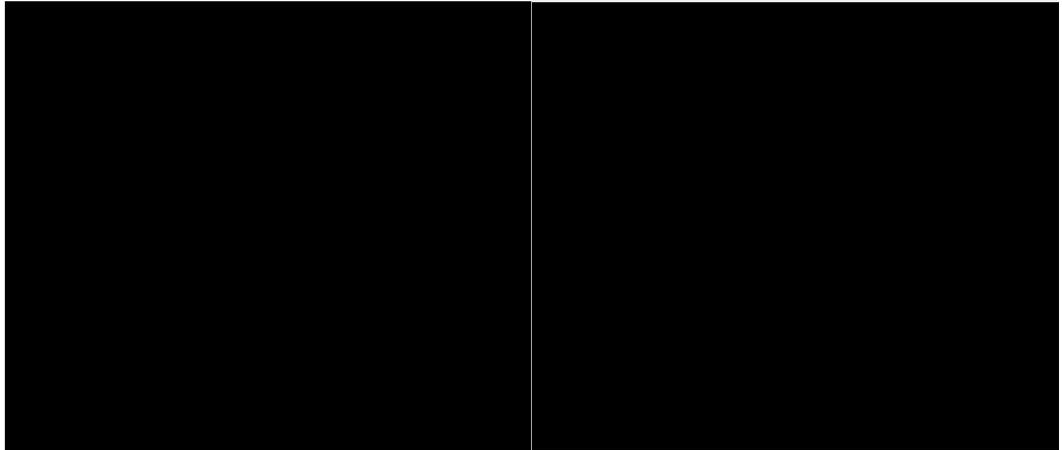


Grafico 112-113

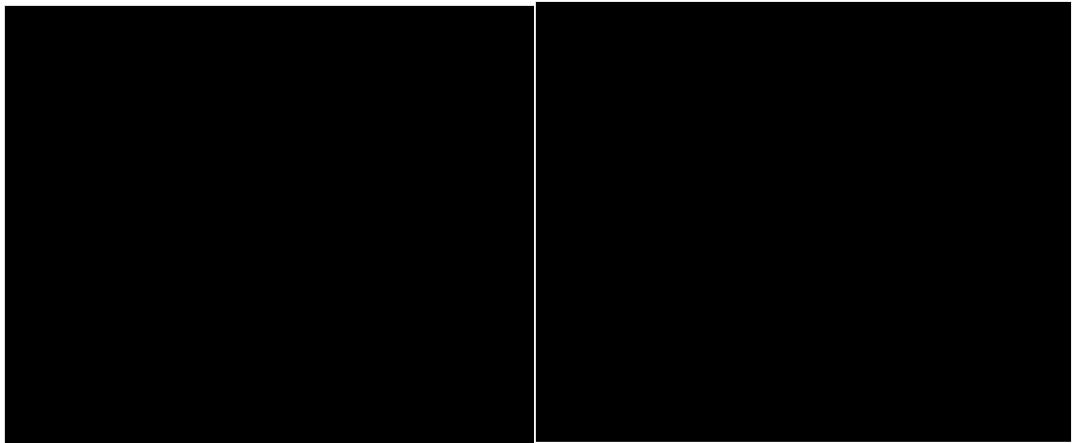
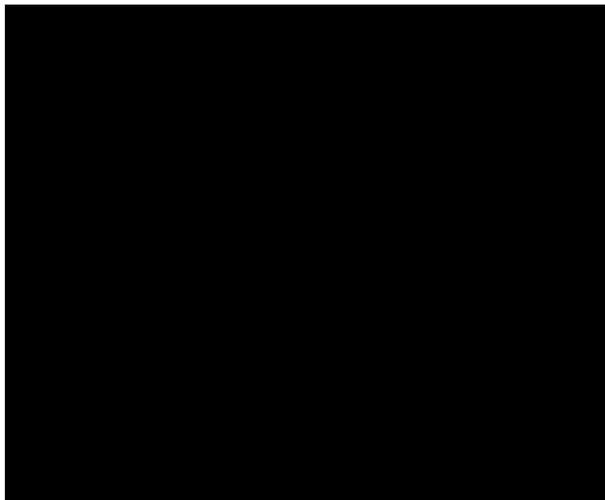


Grafico 114



3.1.4. pelvi

Grafico 115-116

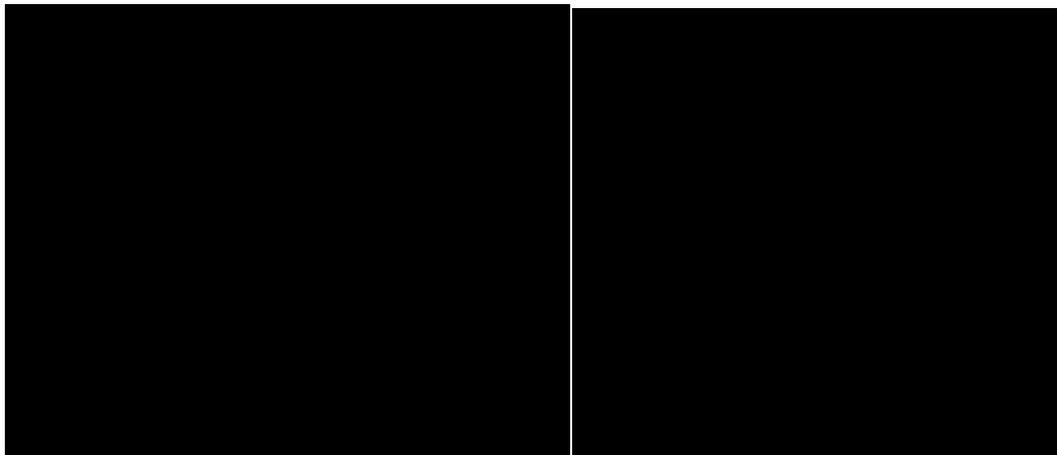


Grafico 117-118

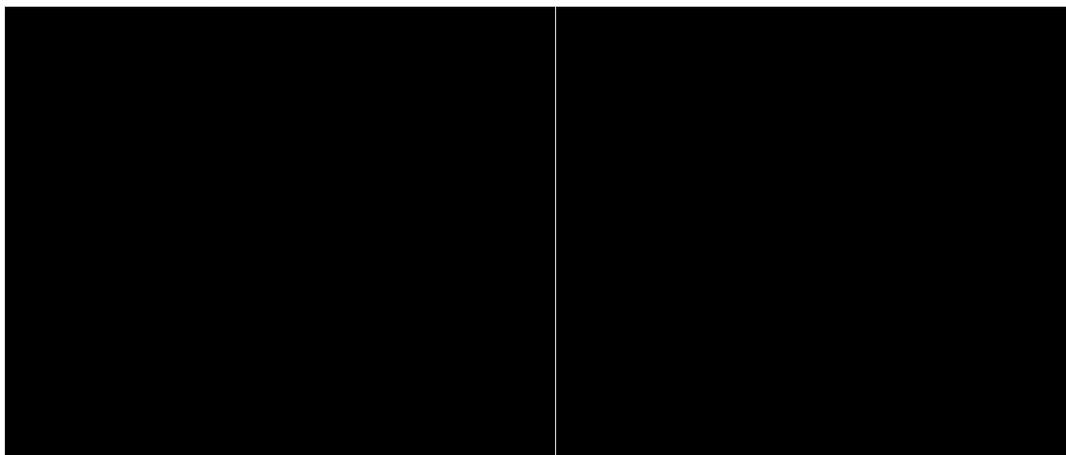


Grafico 119-120

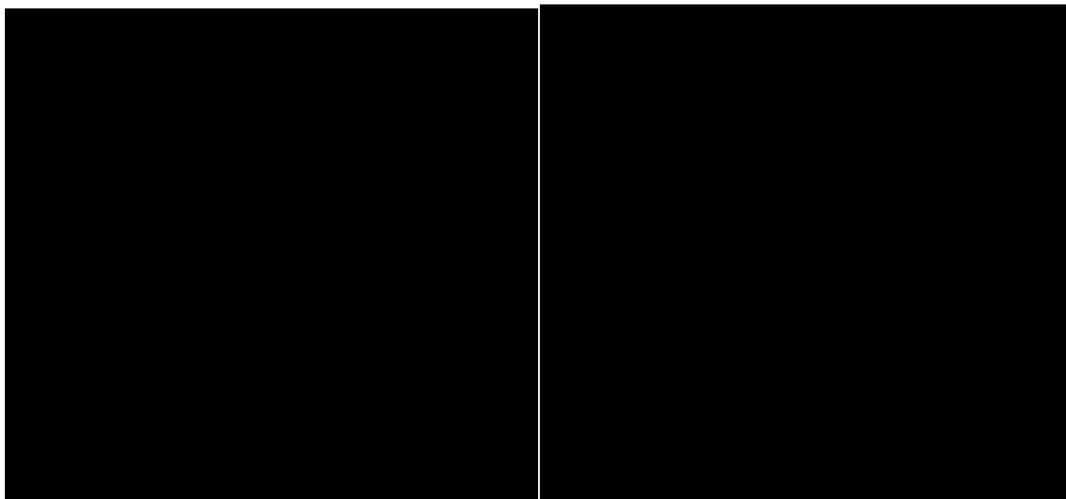


Grafico 121-122

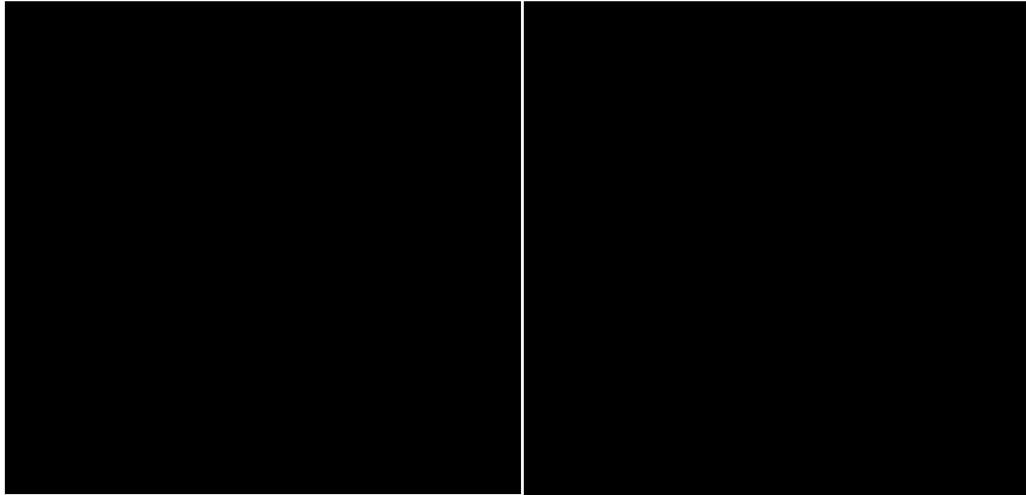
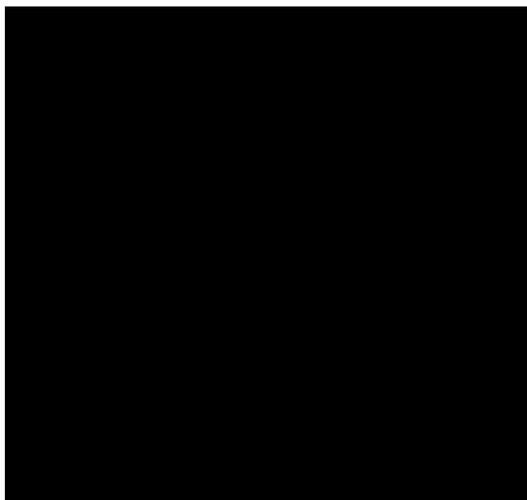


Grafico 123-124



Grafico 125



3.1.5. tronco

Grafico 126-127

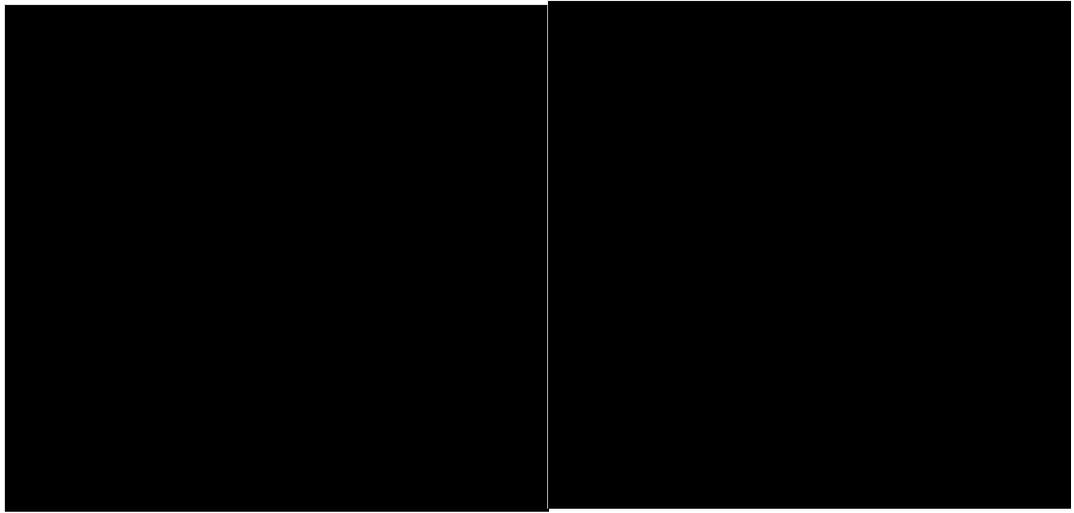


Grafico 128-129

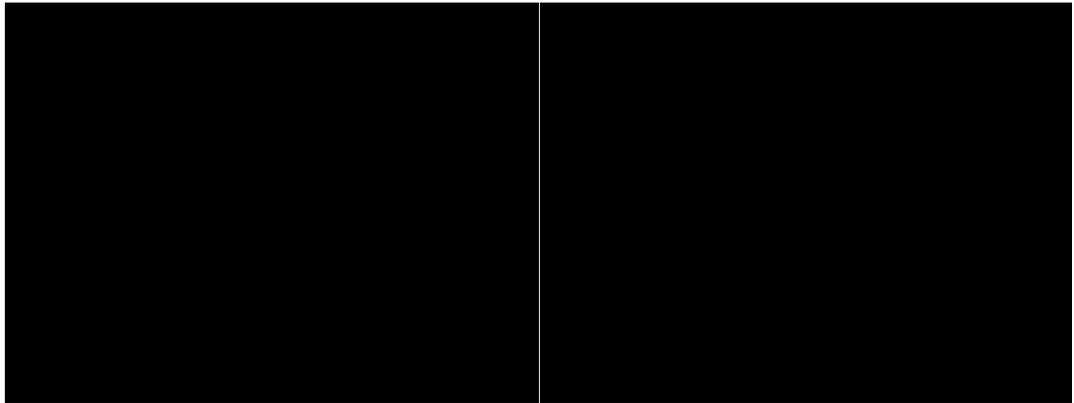


Grafico 130-131

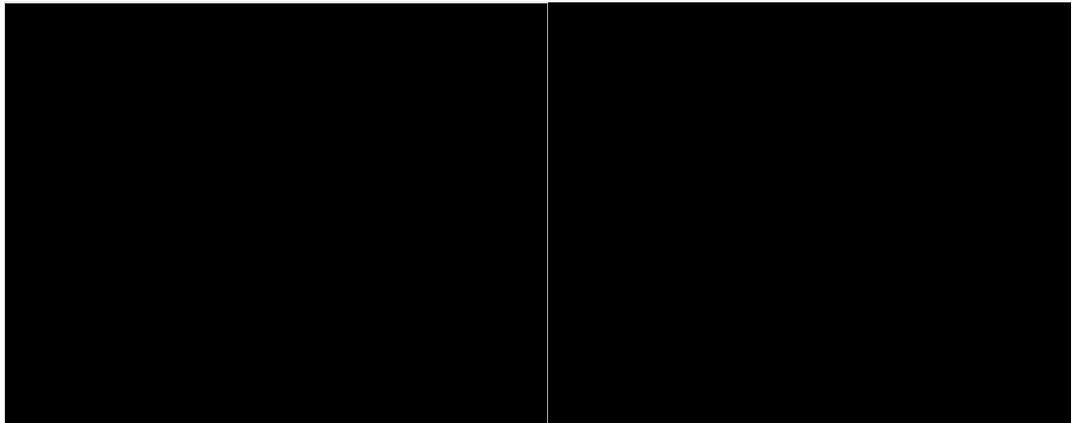


Grafico 132-133

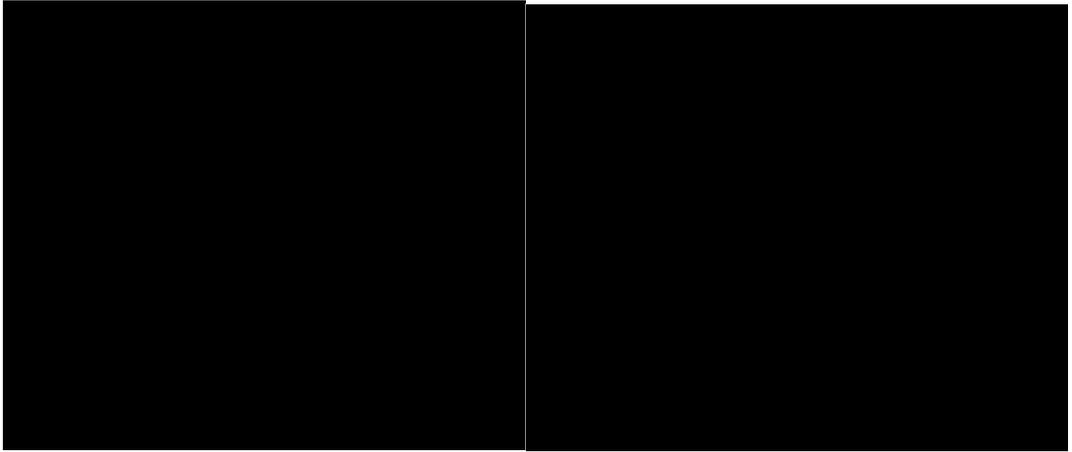


Grafico 134-135

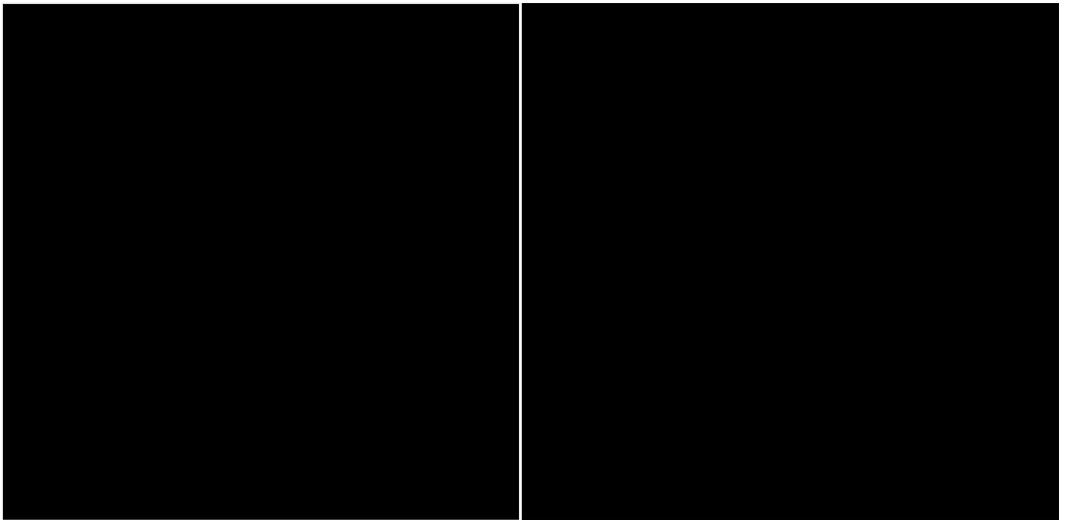
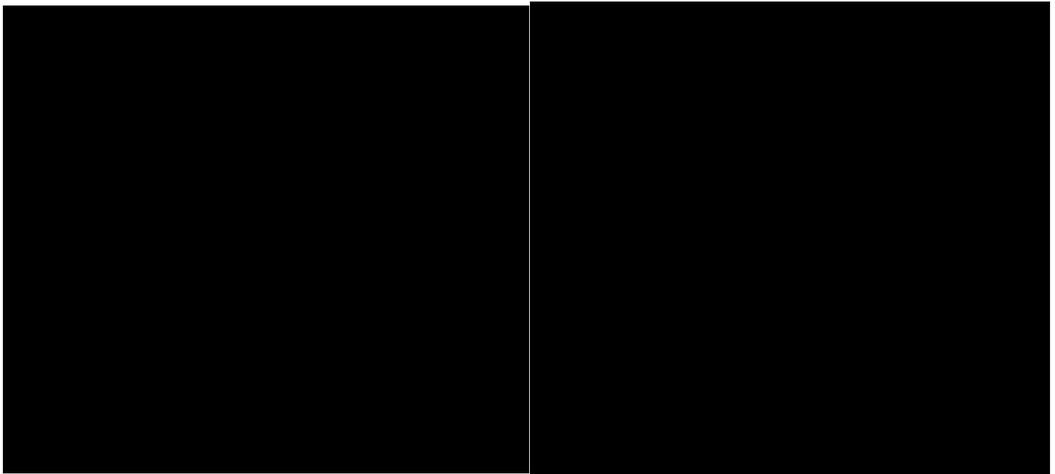


Grafico 136-137



3.2.forze

Grafico 138-139

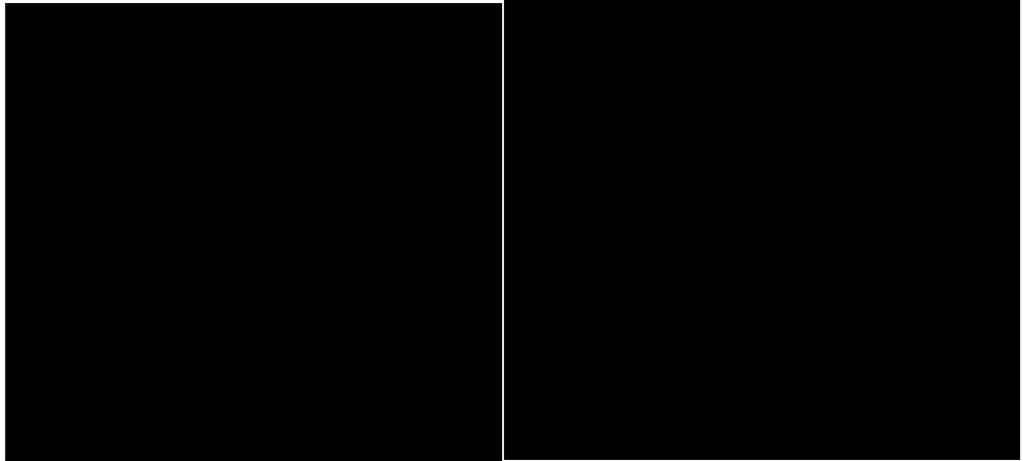
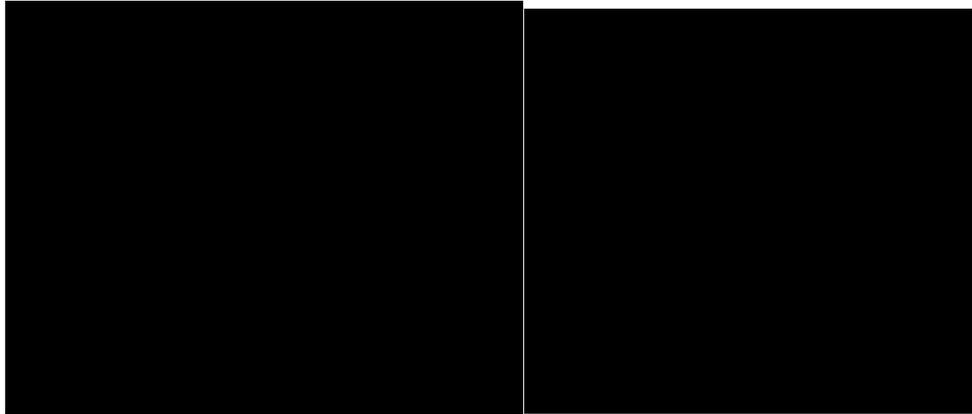


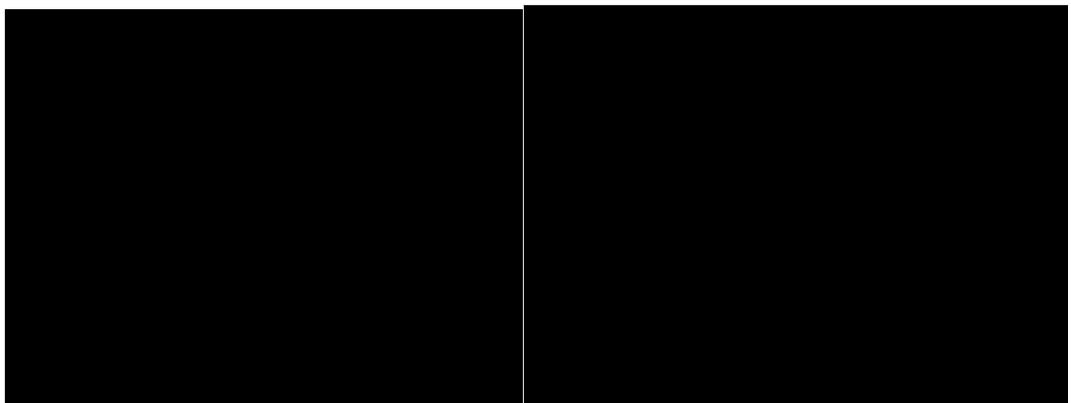
Grafico 140-141



3.3.momenti

3.3.1. caviglia

Grafico 142-143



3.3.2. ginocchio

Grafico 144-145

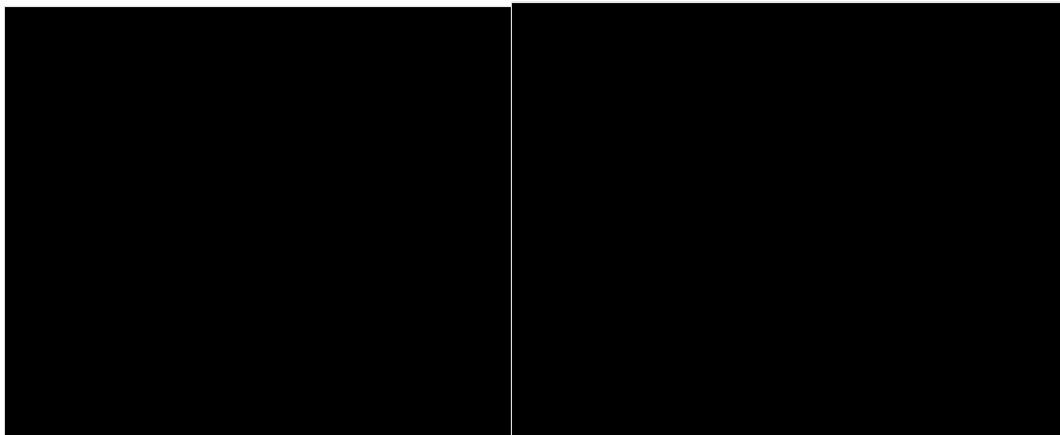


Grafico 146-147

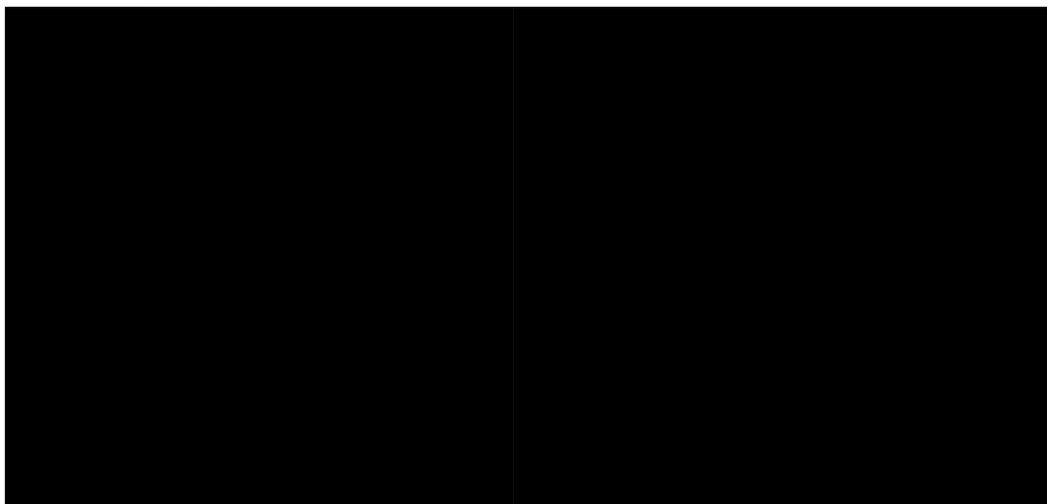


Grafico 148



3.3.3. anca

Grafico 149-150

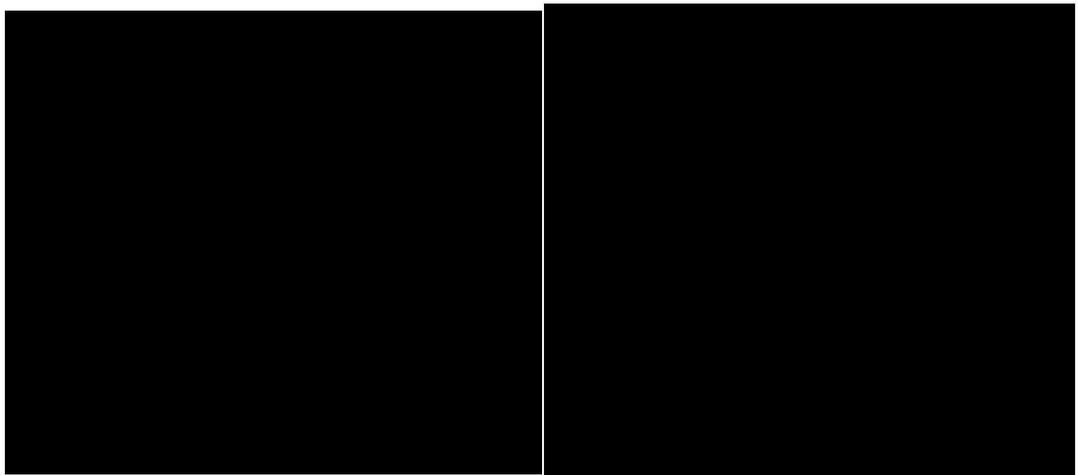
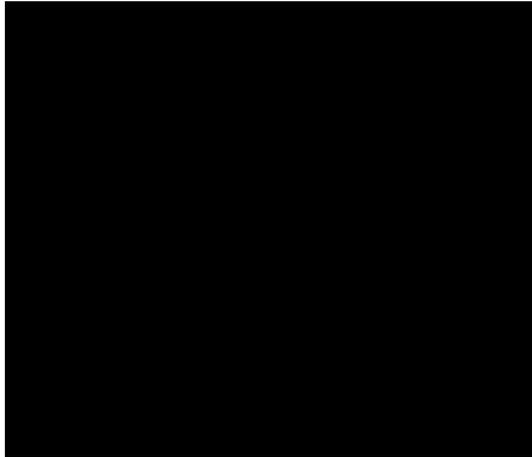


Grafico 151



3.3.4. tronco

Grafico 152-153

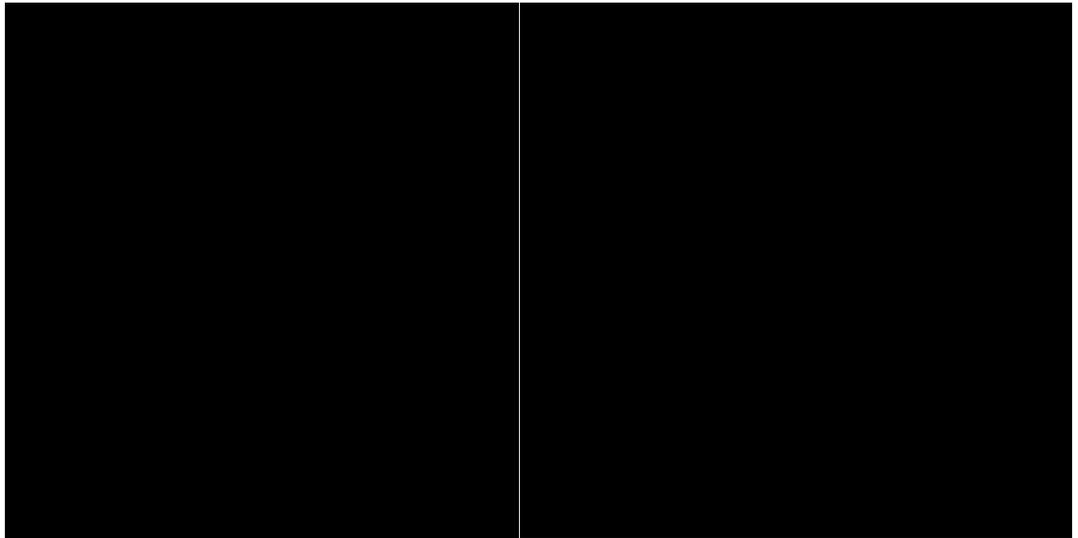


Grafico 154-155

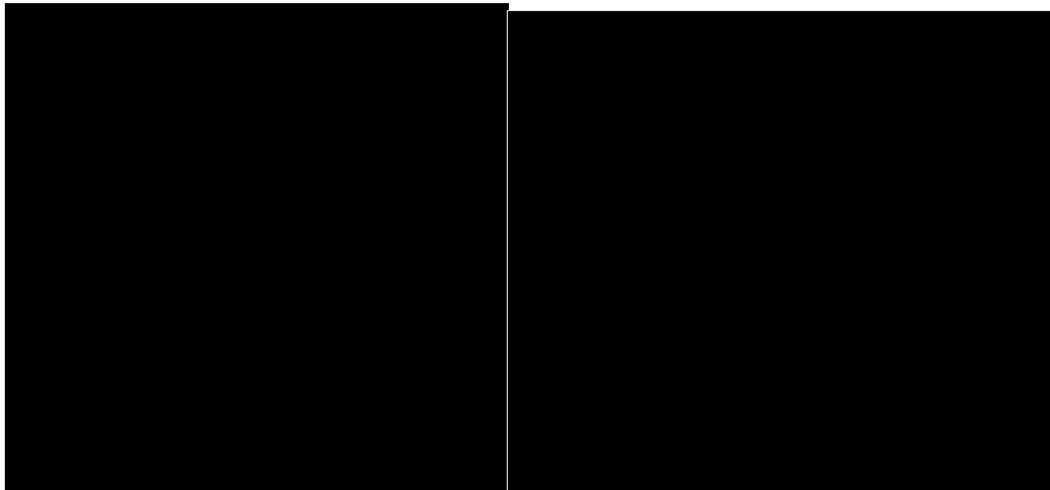
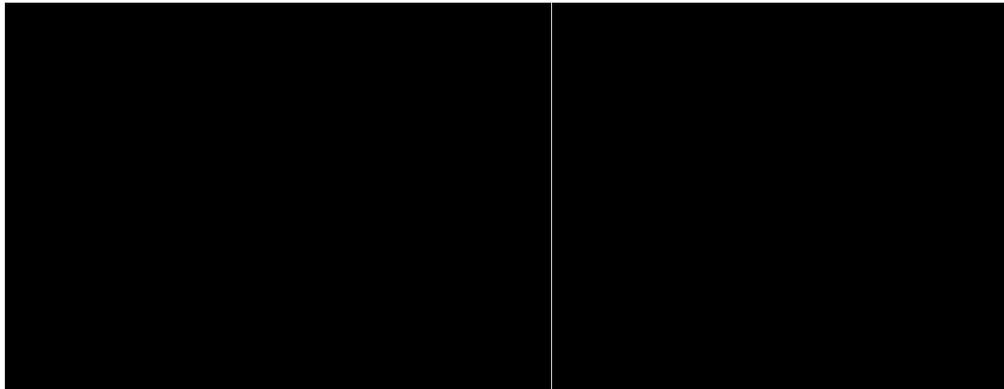


Grafico 156-157



INFORTUNATI DROP BIPODALICO VS INFORTUNATI DROP
MONOPODALICO

- 1. GAMBA DESTRA
 - 1.1. Angoli
 - 1.1.1. Caviglia

Grafico 158-159

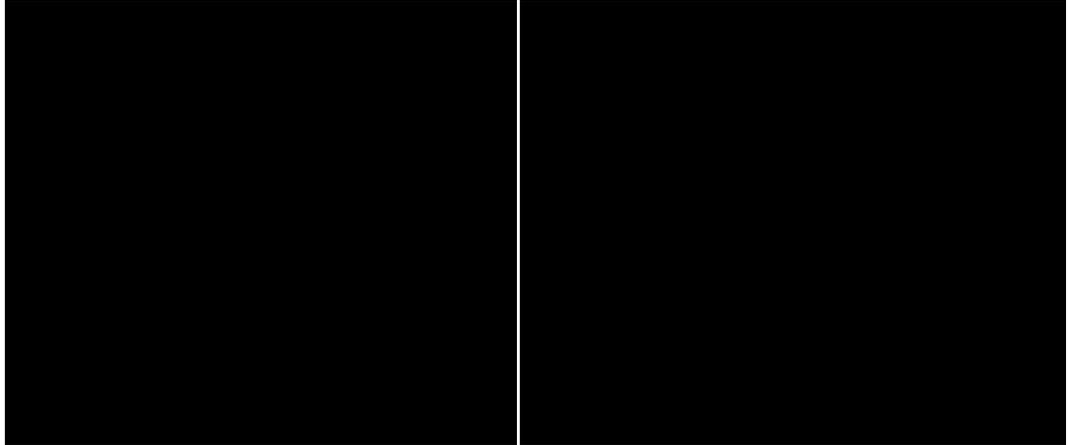


Grafico 160-161

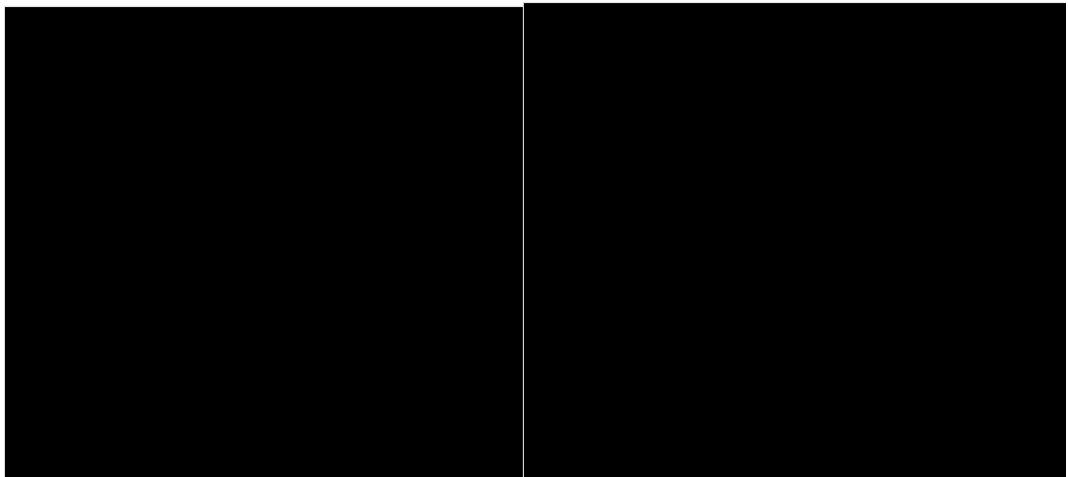


Grafico 162-163

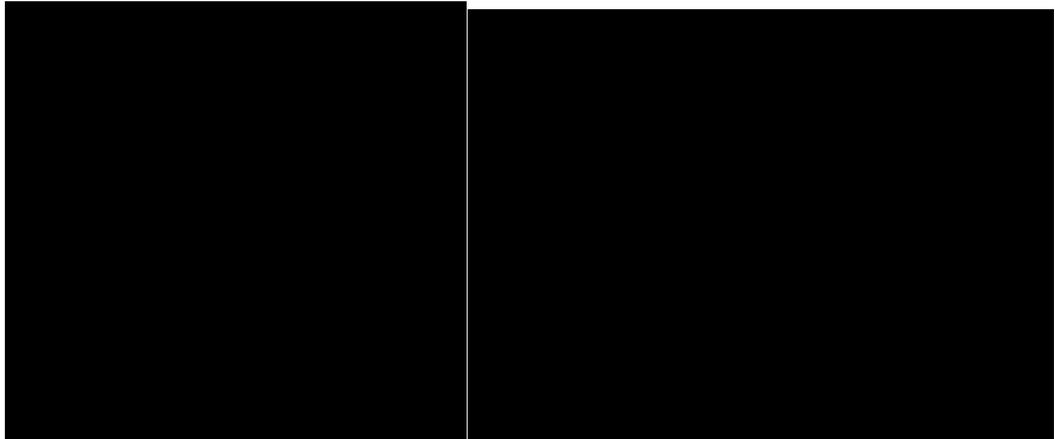
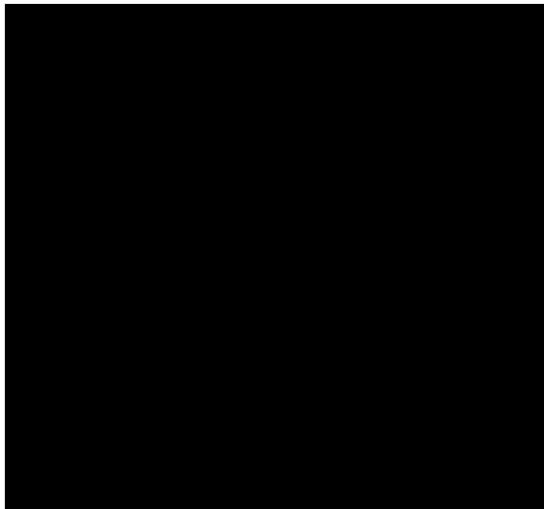


Grafico 164



1.1.2. Ginocchio

Grafico 165-166

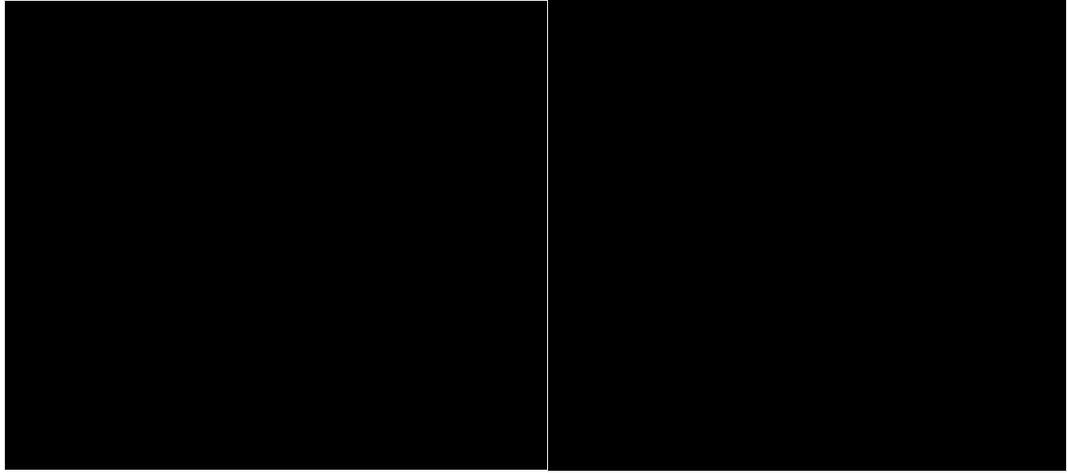


Grafico 167-168

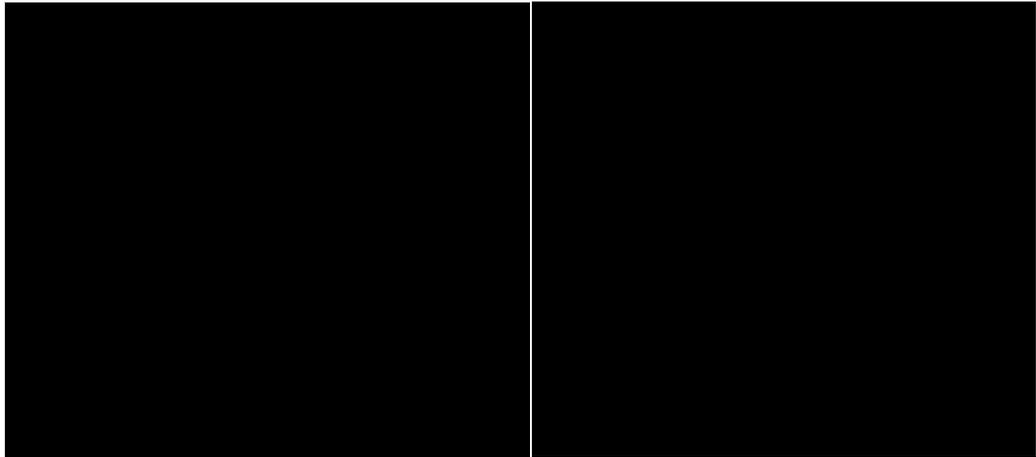
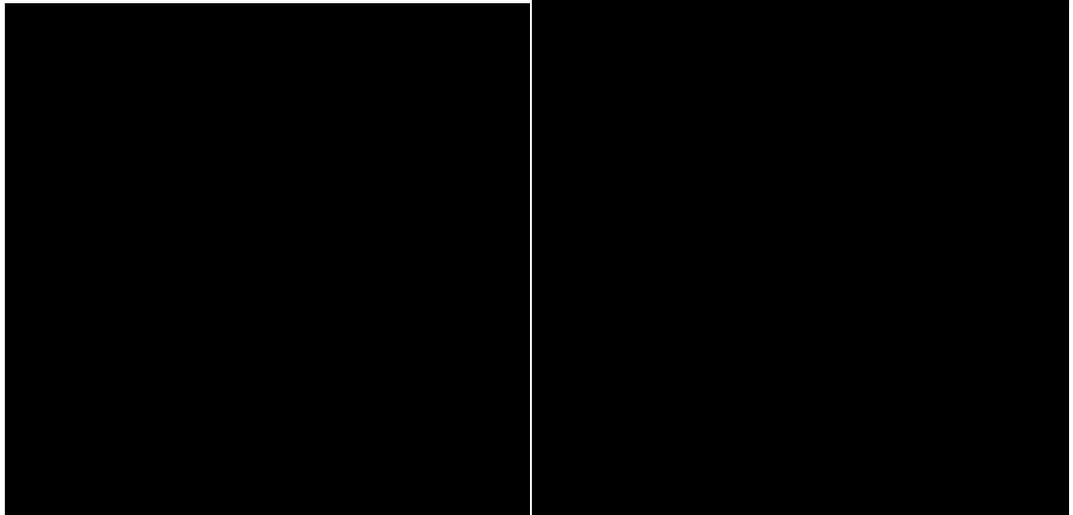


Grafico 169-170



1.1.3. Anca

Grafico 171-172

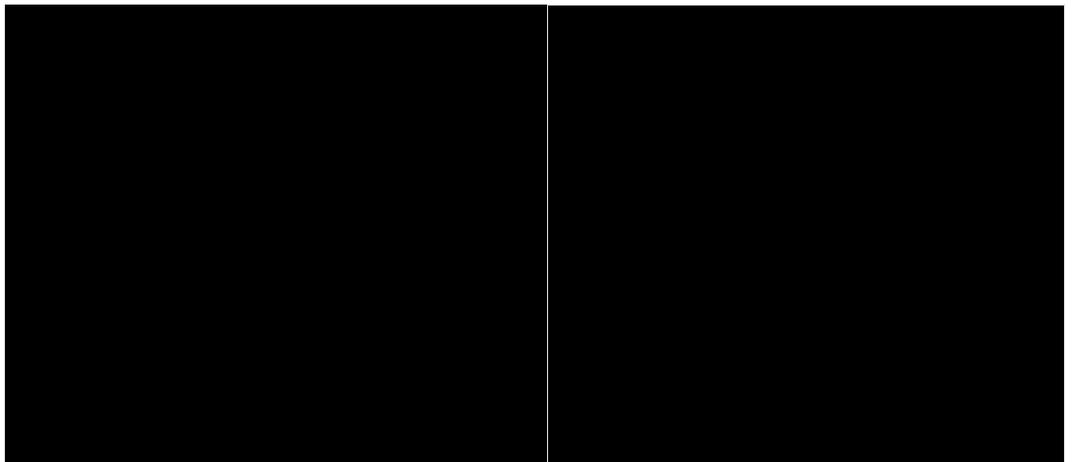


Grafico 173-174

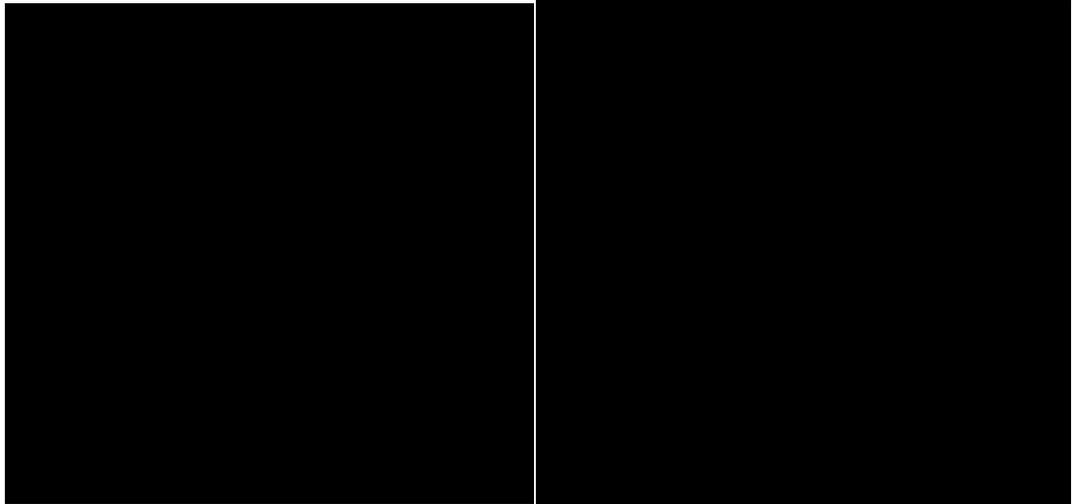


Grafico 175



1.1.4. Pelvi

Grafico 176-177

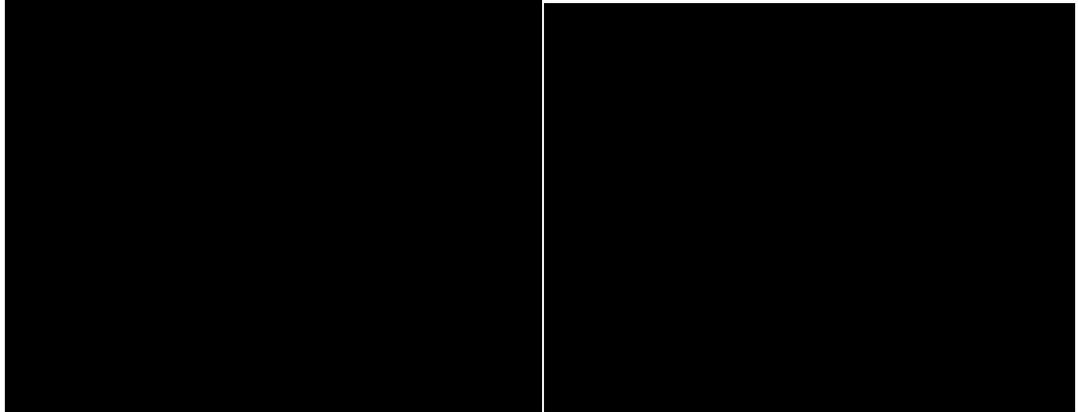
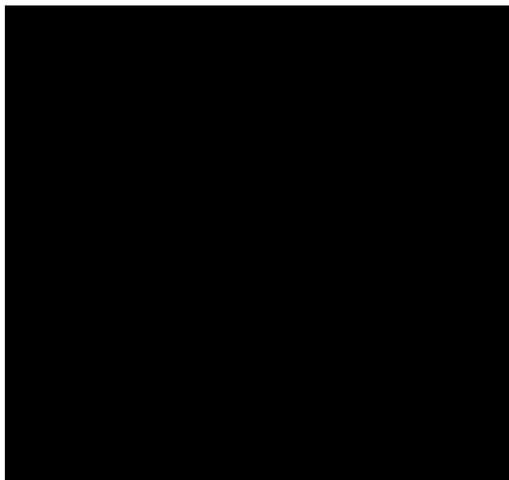


Grafico 177-178



Grafico 179



1.1.5. Tronco

Grafico 180-181

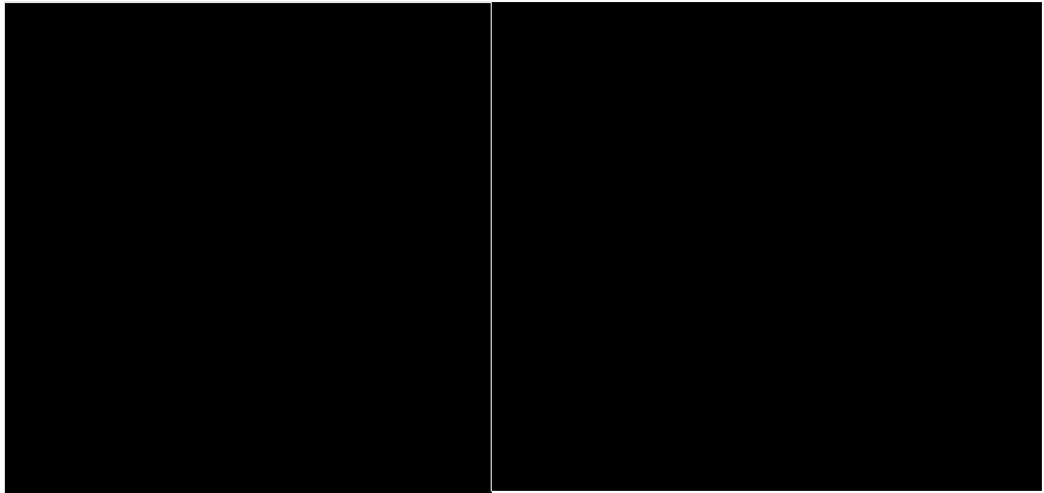


Grafico 182-183

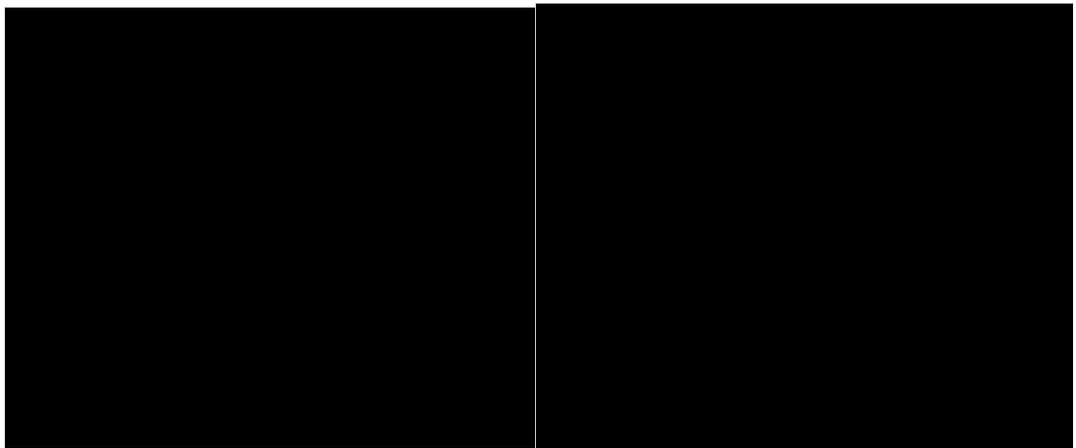
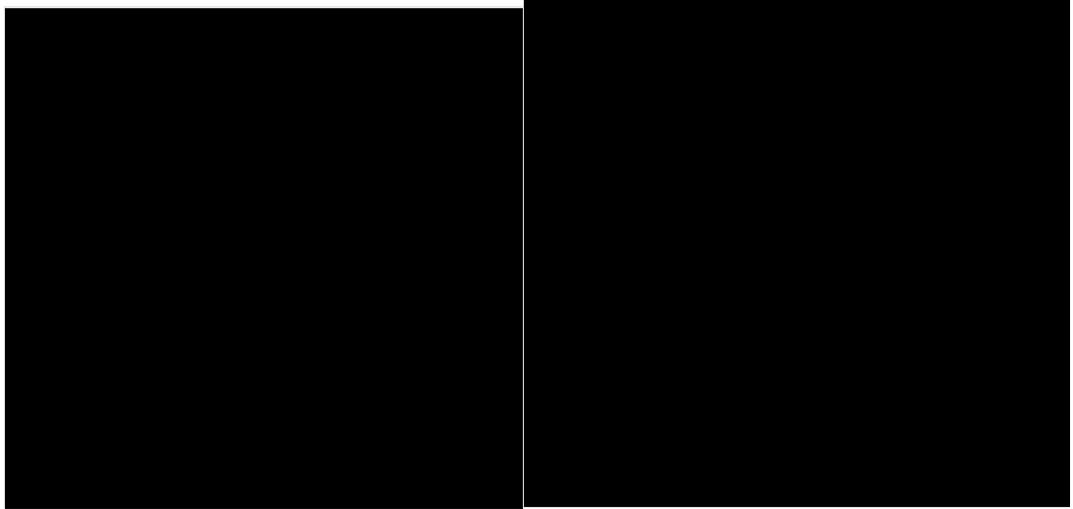


Grafico 184-185



1.2.Forze

Grafico 186-187

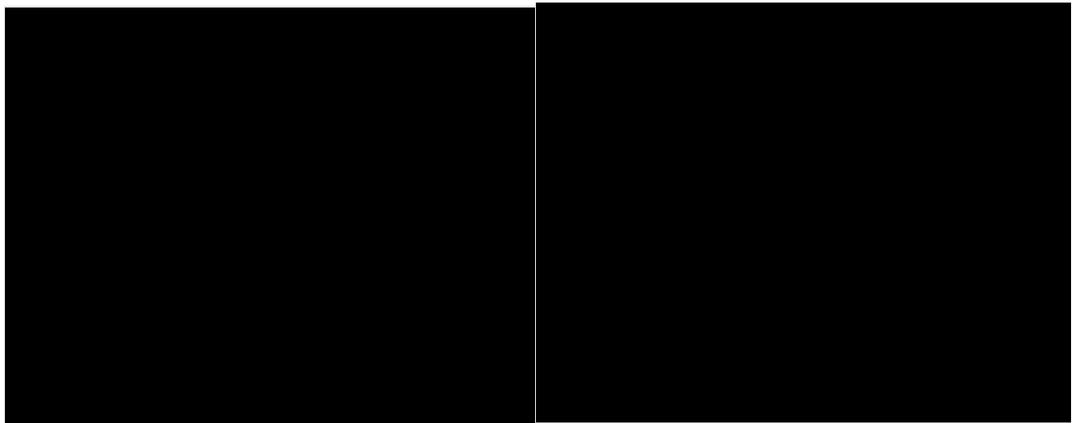


Grafico 188-189

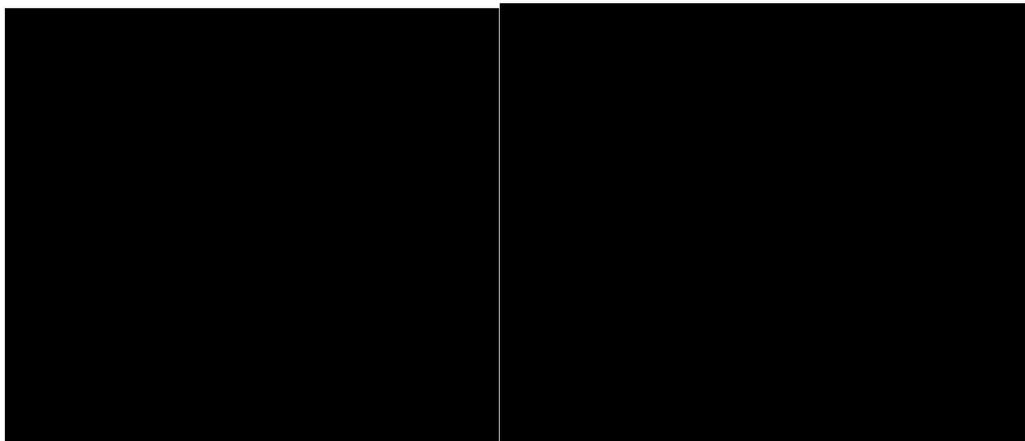


Grafico 190-191

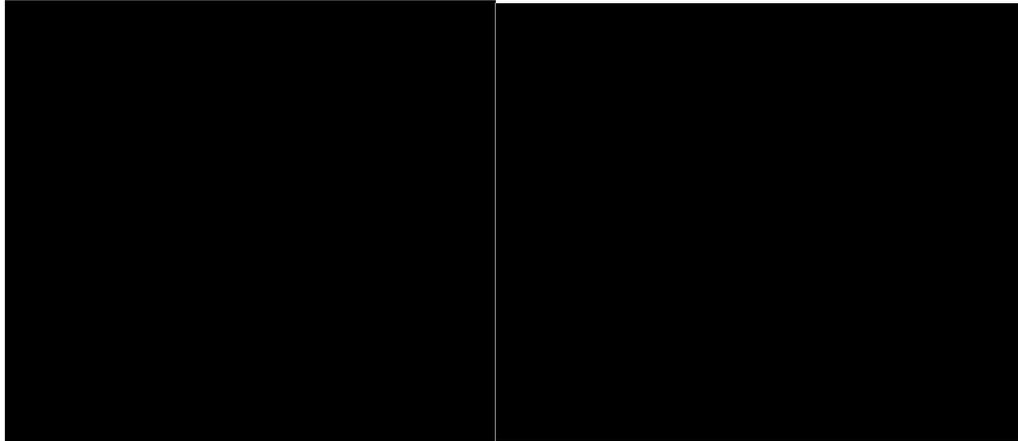
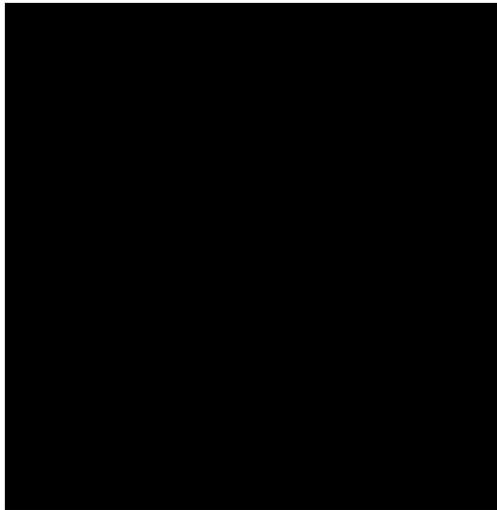


Grafico 192



1.3.Momenti

1.3.1. Caviglia

Grafico 193-194

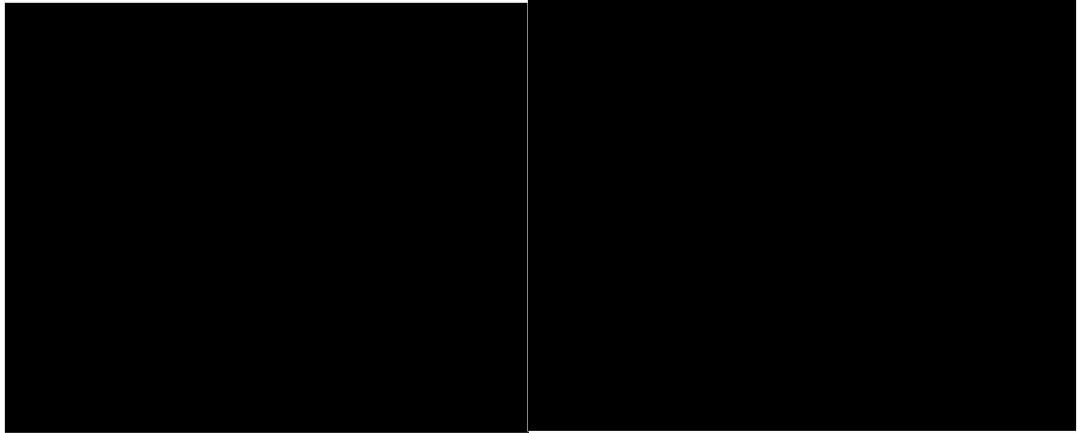


Grafico 195-196

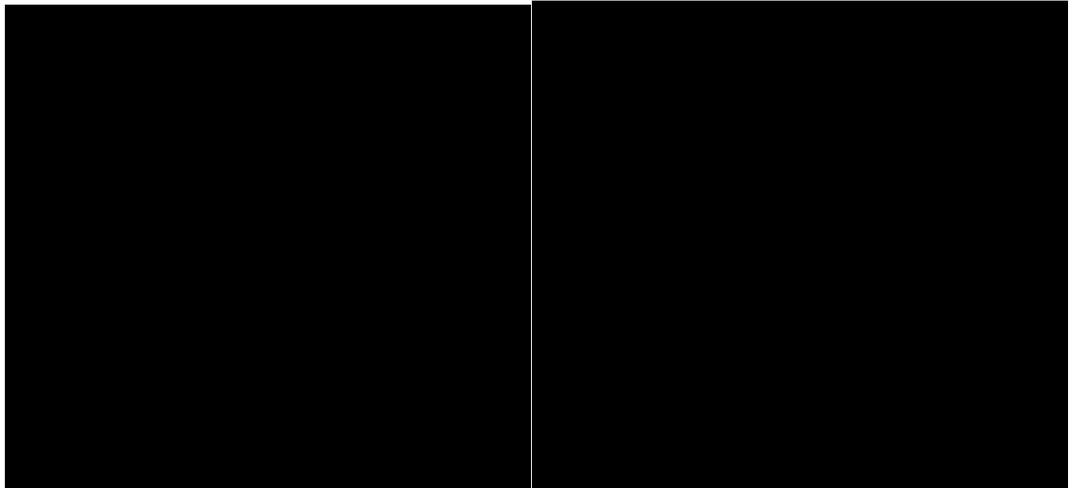
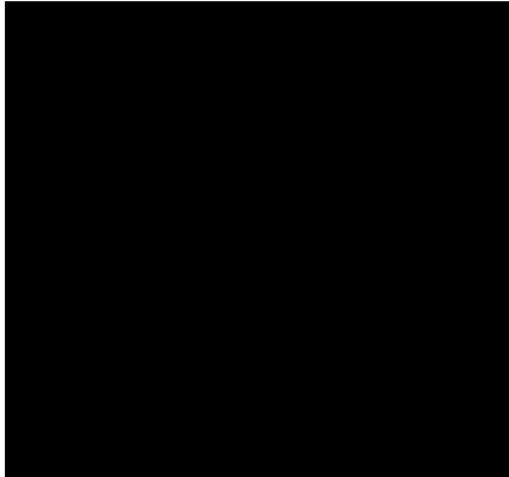


Grafico 197-198



1.3.2. Ginocchio

Grafico 199-200

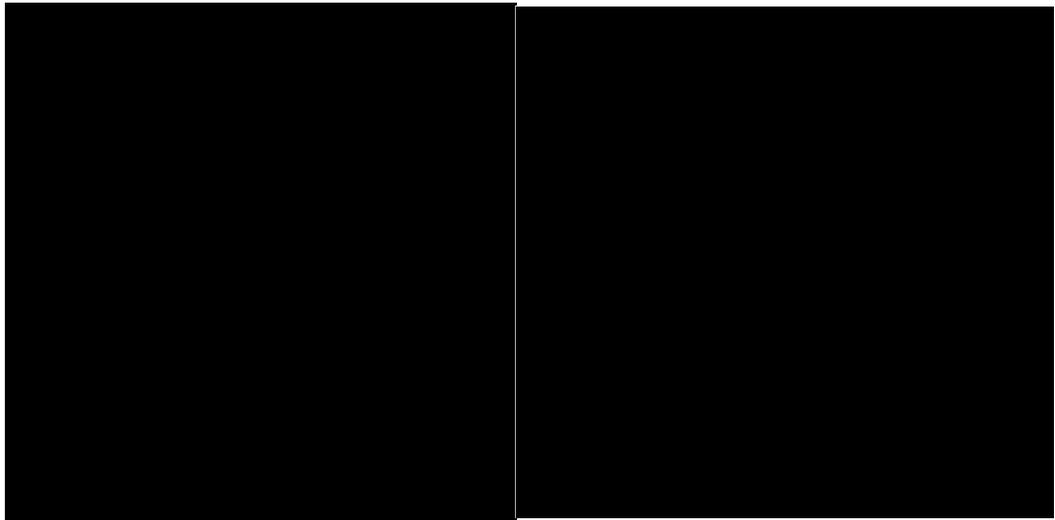


Grafico 201-202

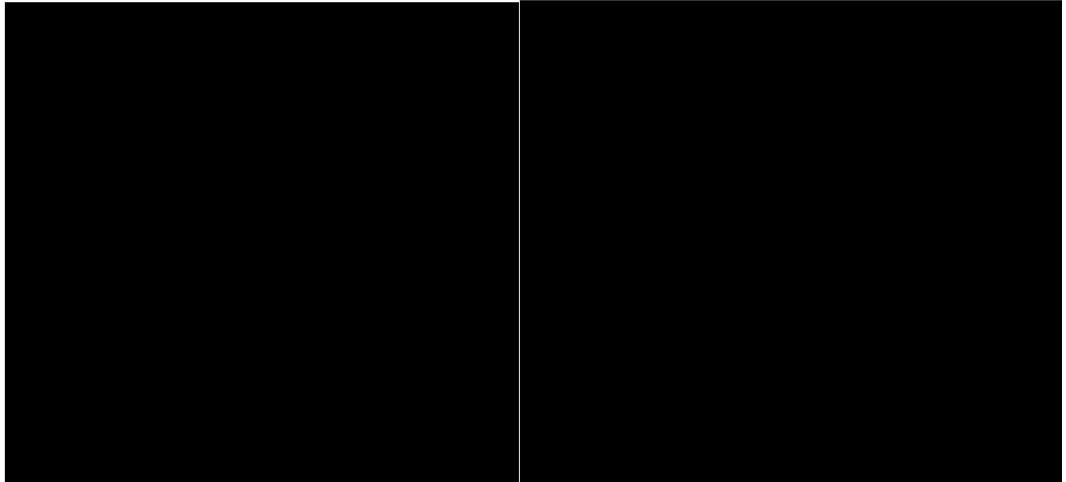


Grafico 203-204

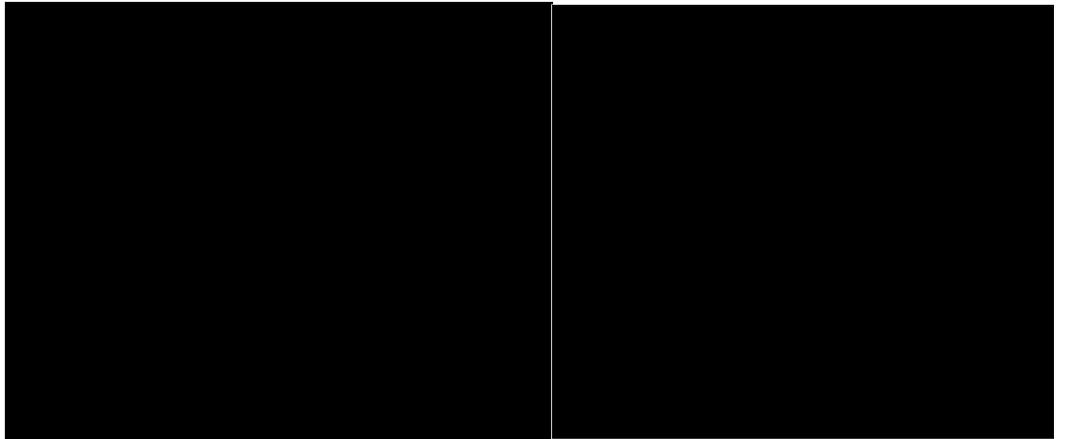
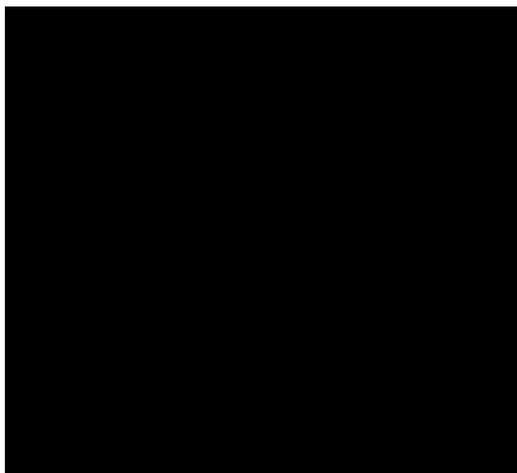


Grafico 205



1.3.3. Anca

Grafico 206-207

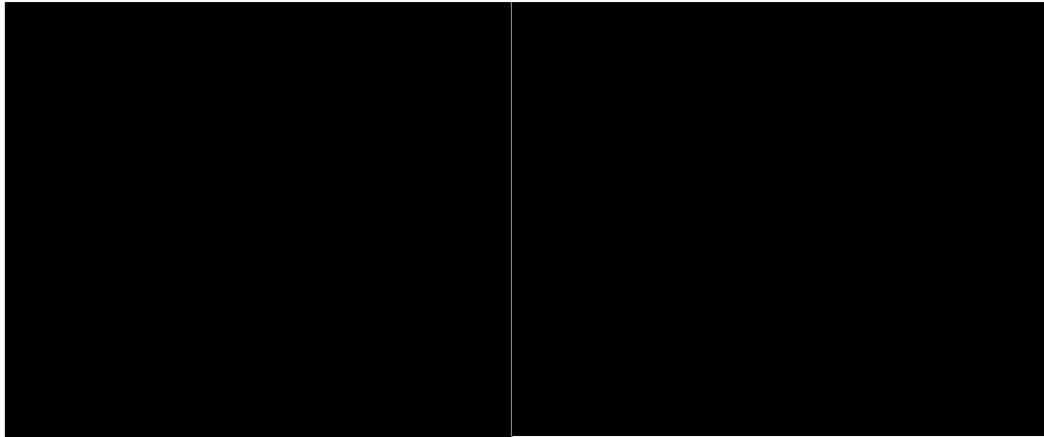


Grafico 208-209

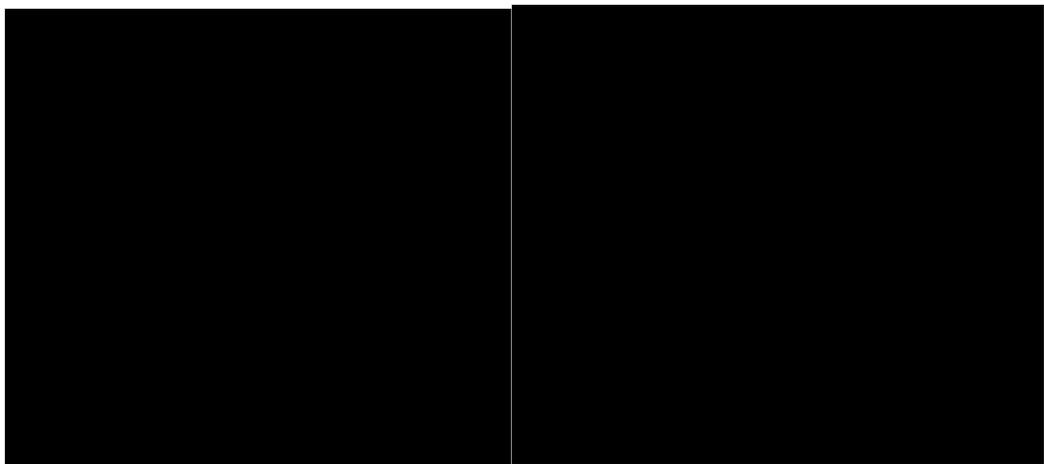


Grafico 210-211

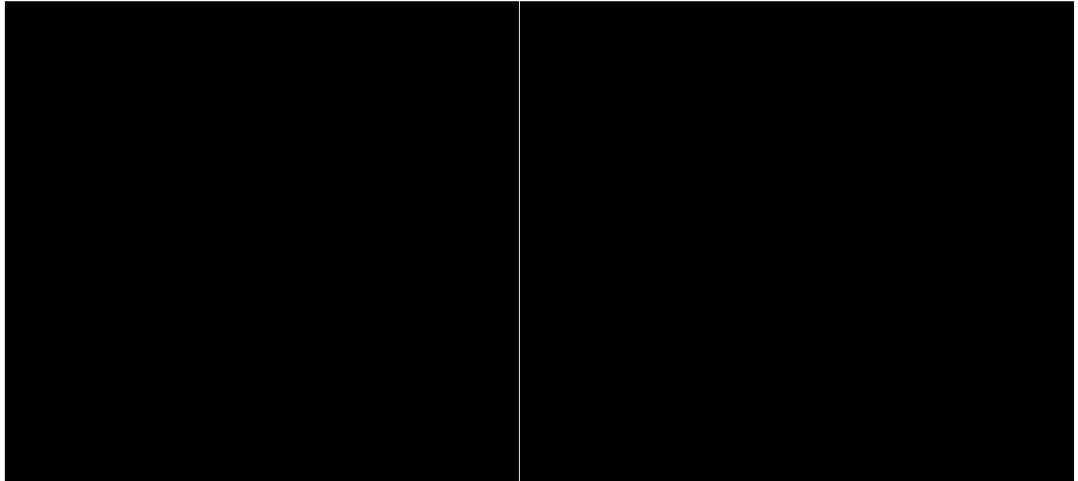


Grafico 212



1.3.4. Pelvi

Grafico 213-214

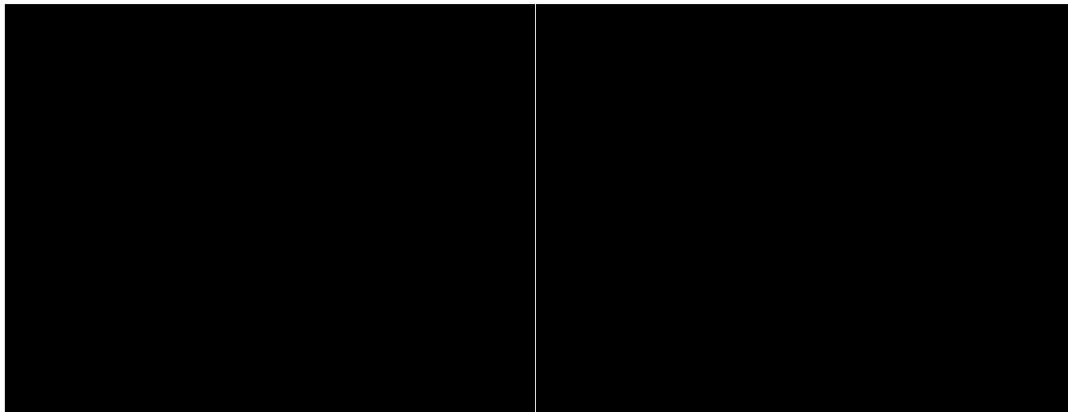


Grafico 215-216

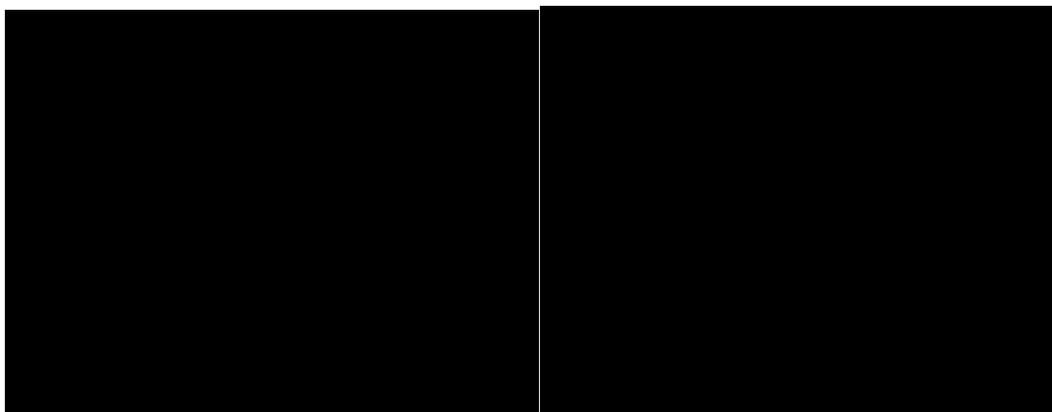
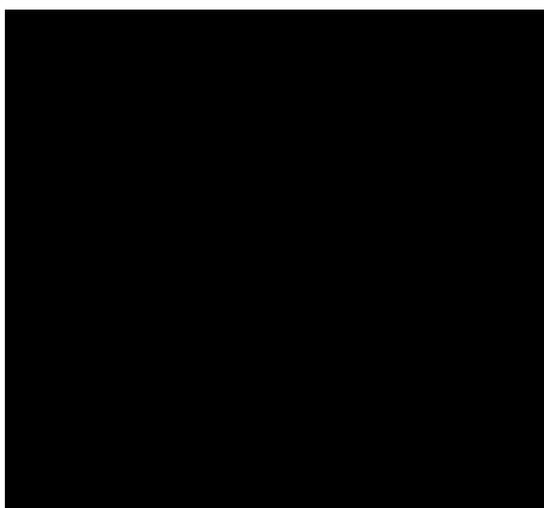


Grafico 217



1.3.5. Tronco

Grafico 218-219

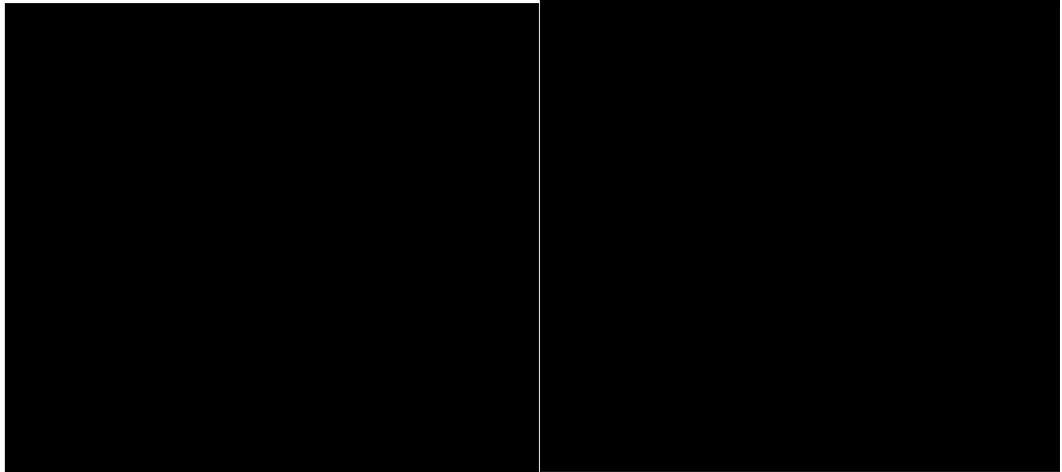


Grafico 220-221

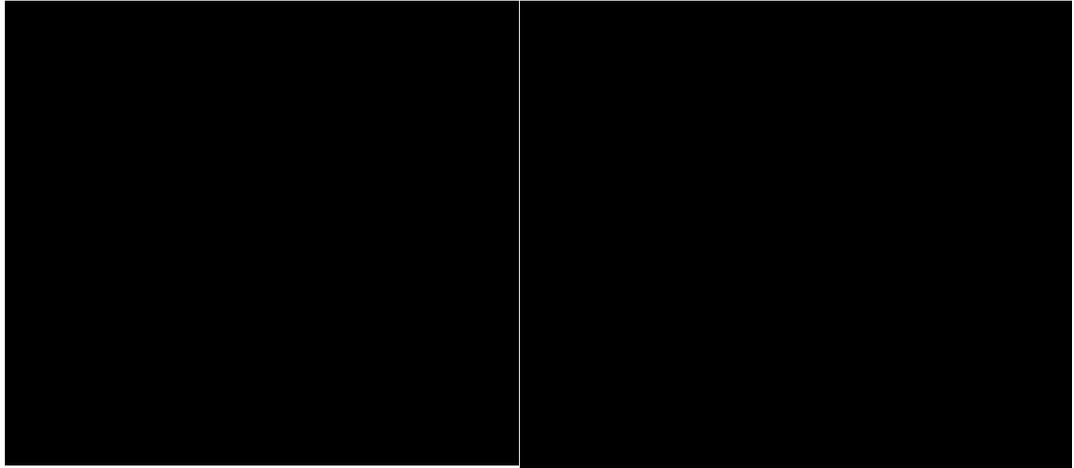
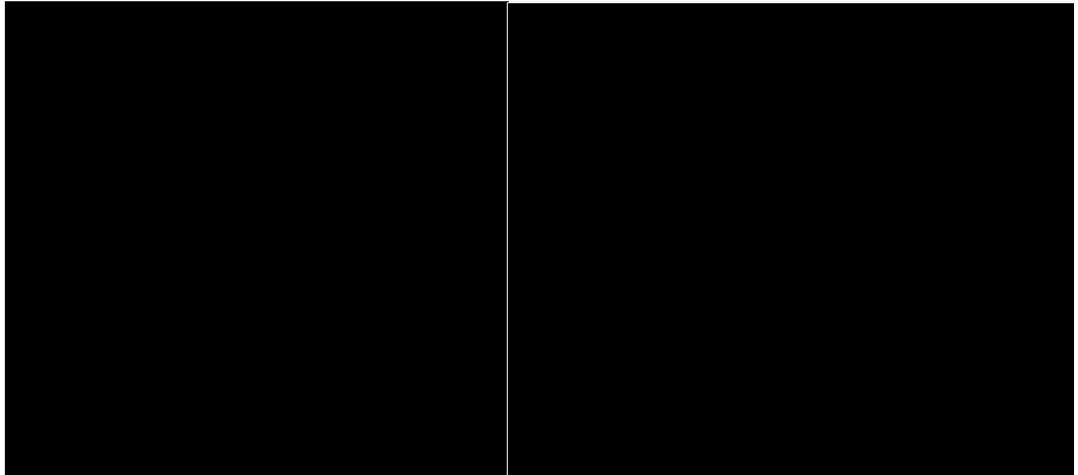


Grafico 222-223



- 2. GAMBA SINISTRA
 - 2.1. Angoli
 - 2.1.1. Caviglia

Grafico 224-225



Grafico 226-227

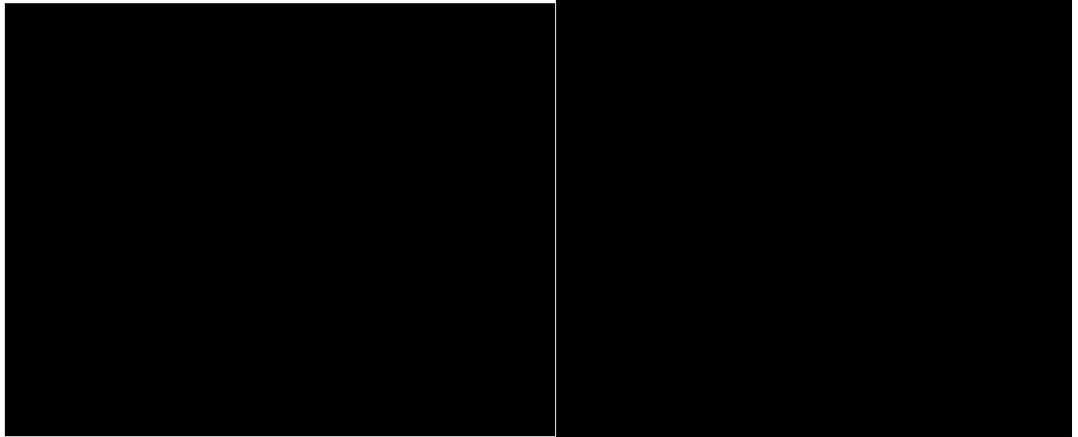


Grafico 228-229



2.1.2. Ginocchio

Grafico 230

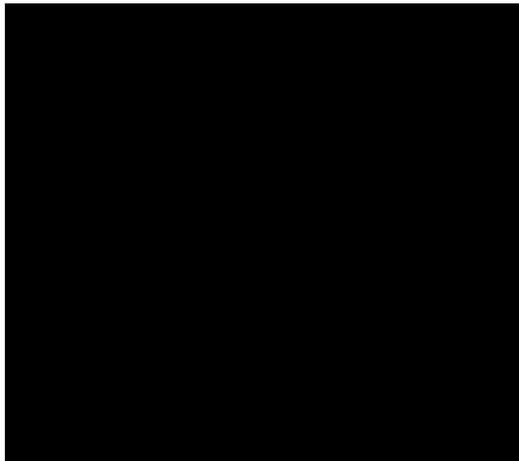


Grafico 231-232

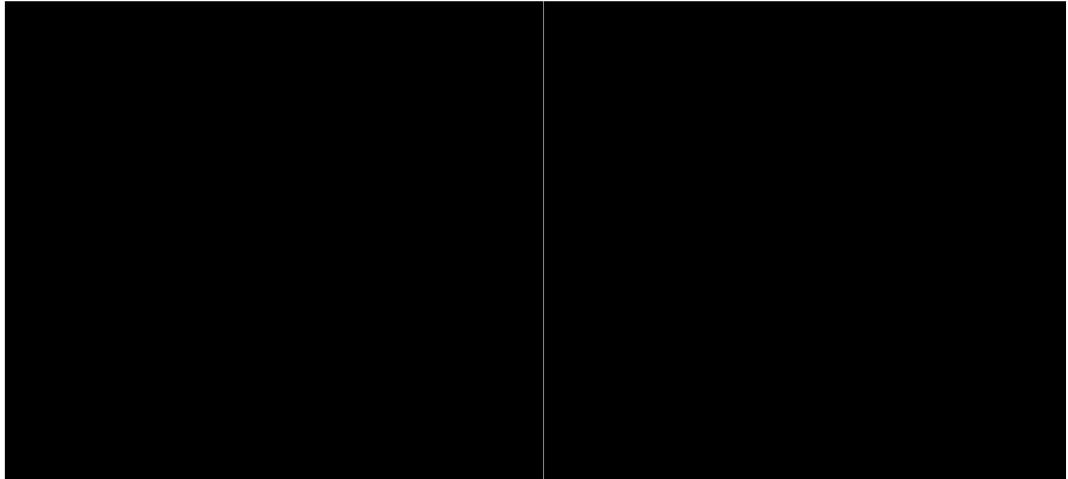
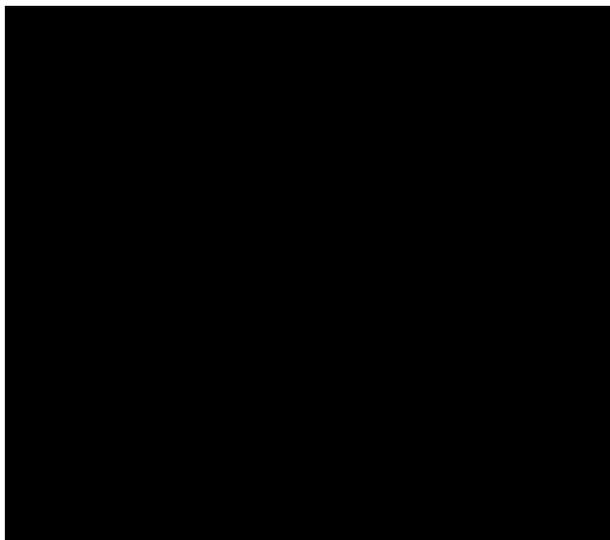


Grafico 233



2.1.3. Anca

Grafico 234-235

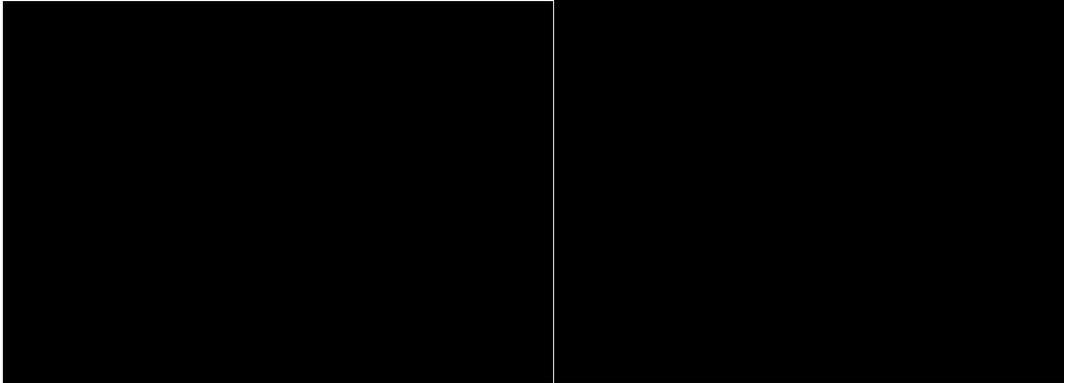


Grafico 236-237

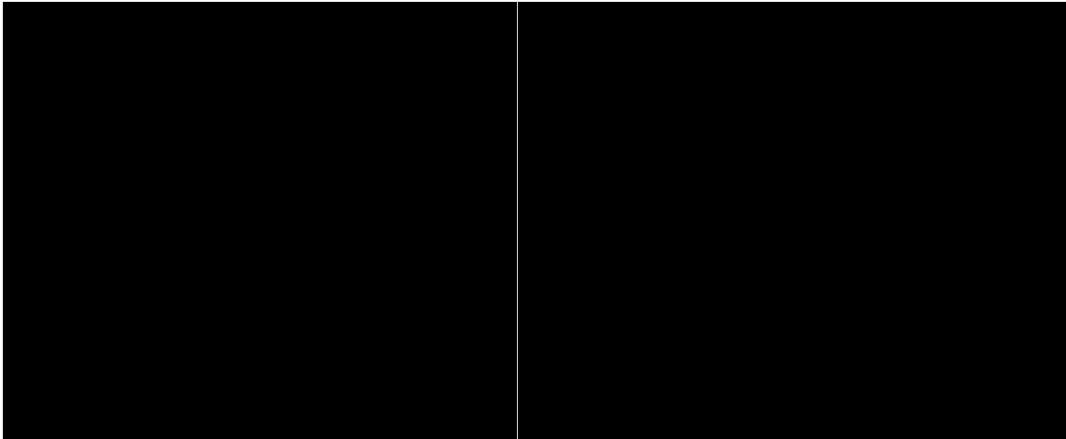


Grafico 238-239

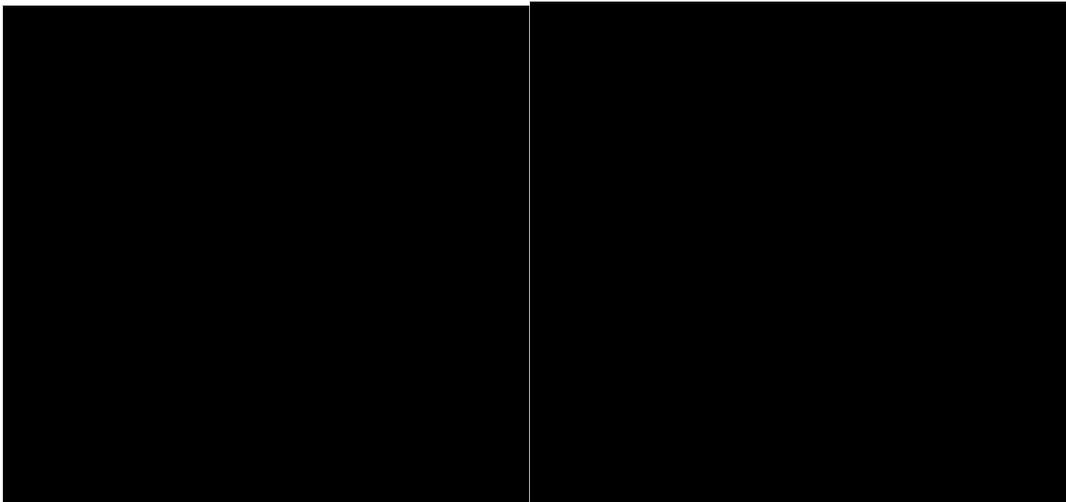
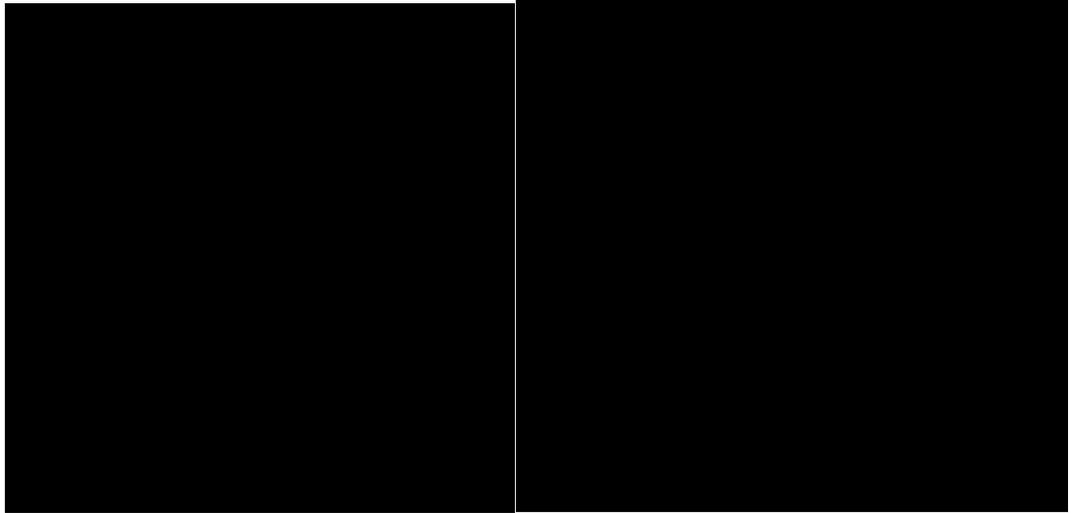


Grafico 240-241



2.1.4. Pelvi

Grafico 242-243

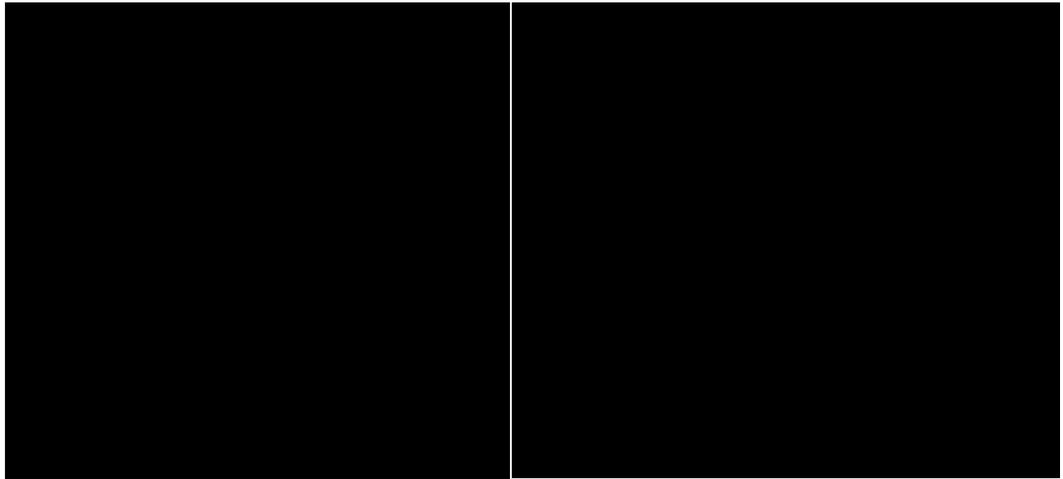


Grafico 244-245

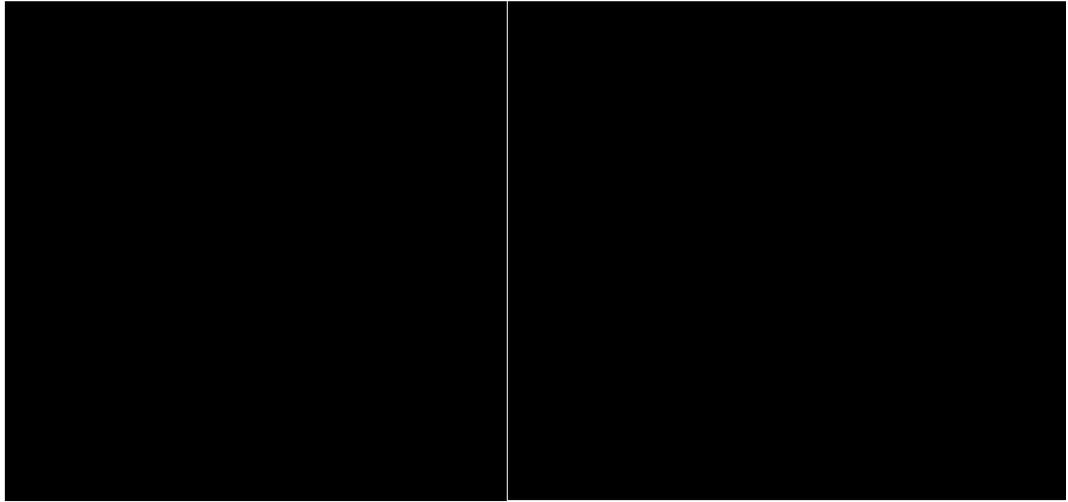


Grafico 246-247

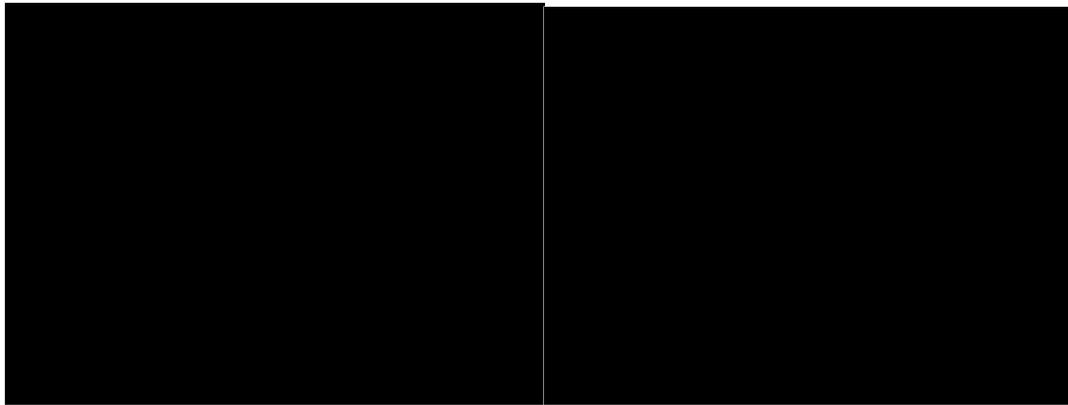
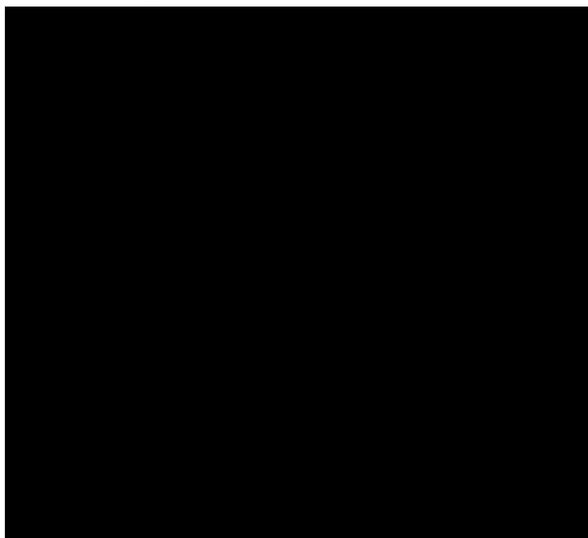


Grafico 248



2.1.5. Tronco

Grafico 249-250

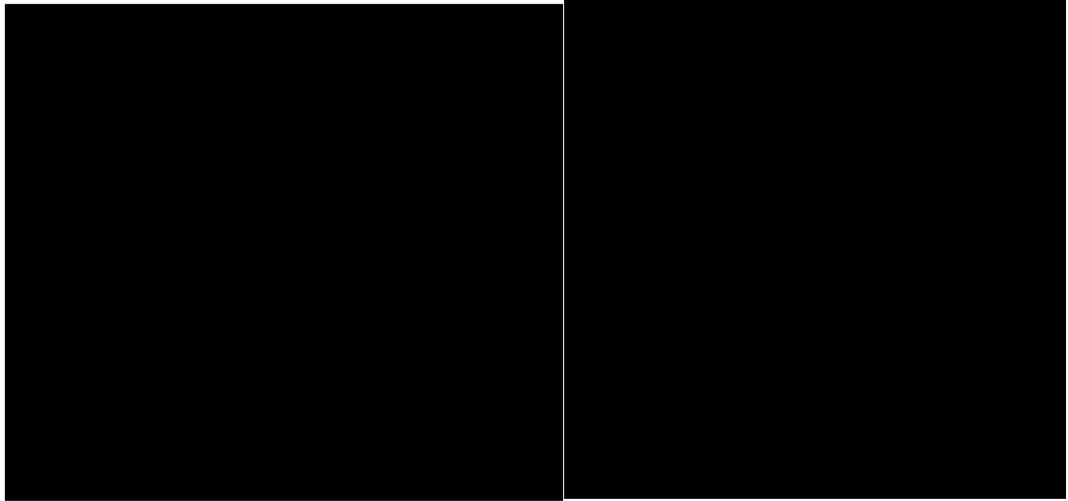


Grafico 251-252

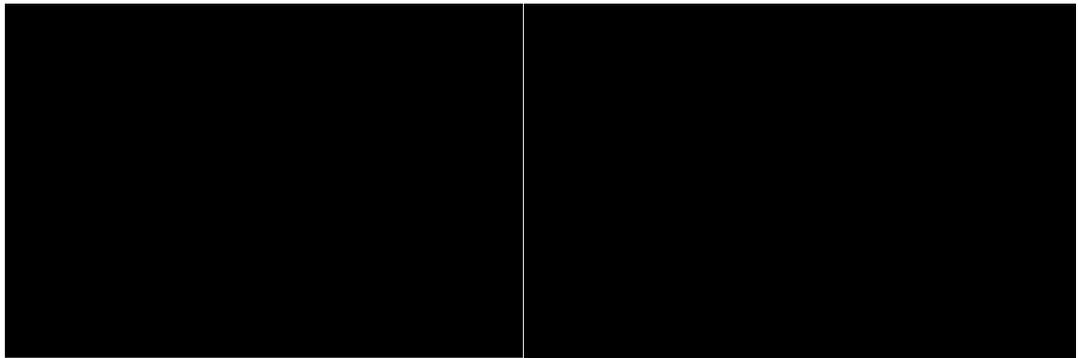
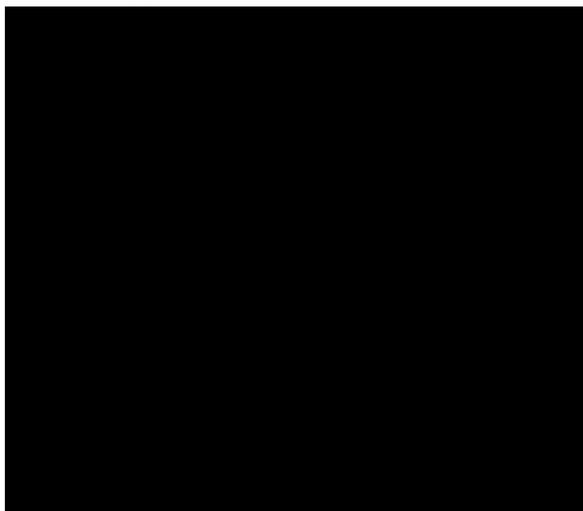


Grafico 253



2.2.Forze

Grafico 254-255

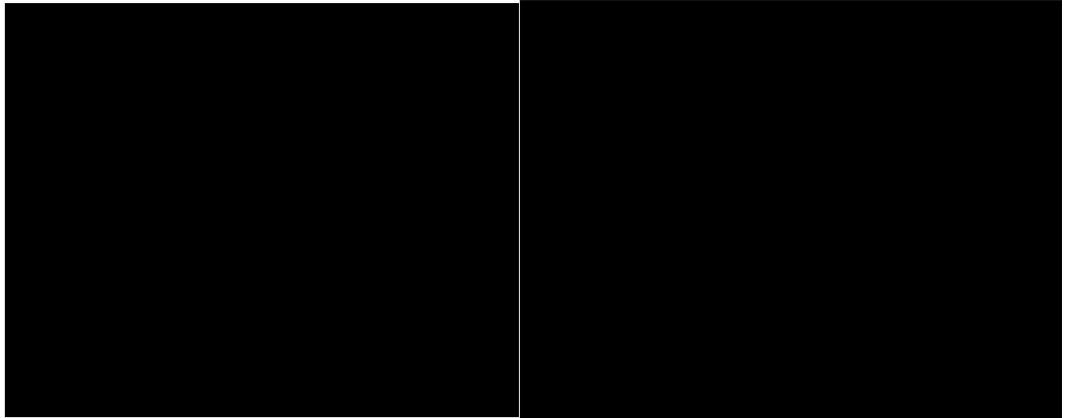


Grafico 256-257

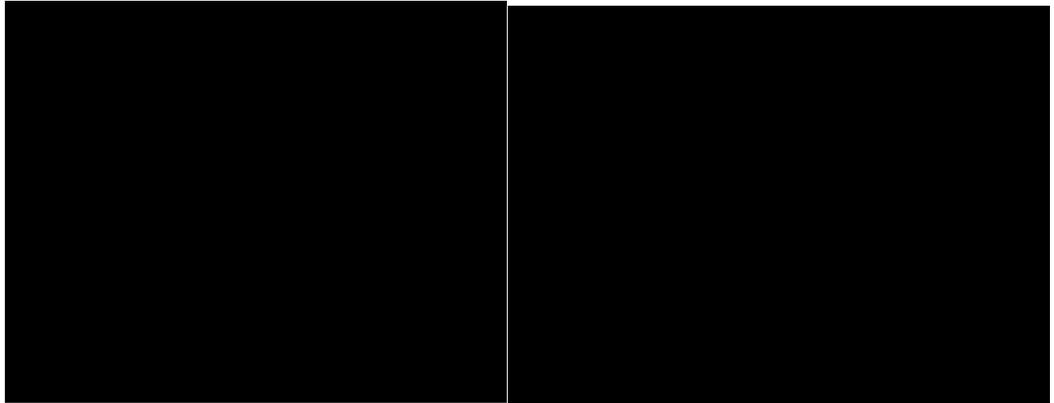


Grafico 258-259

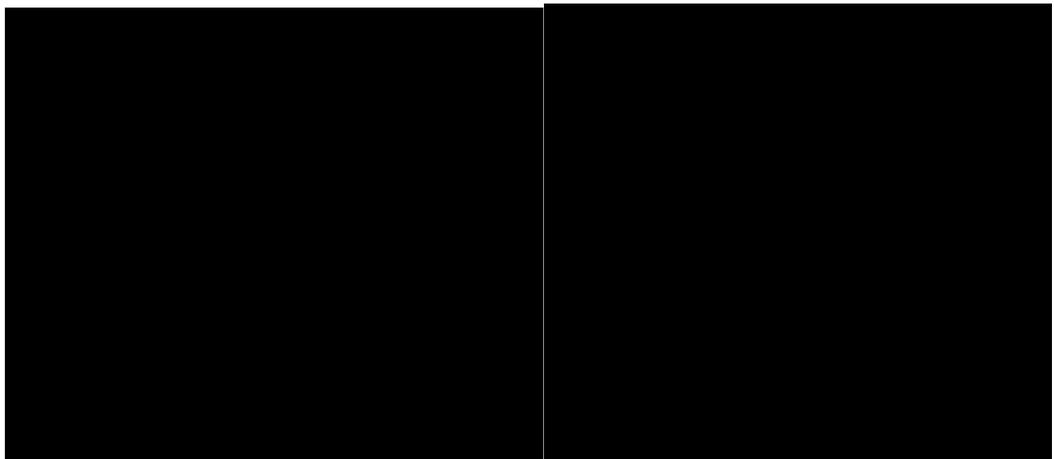
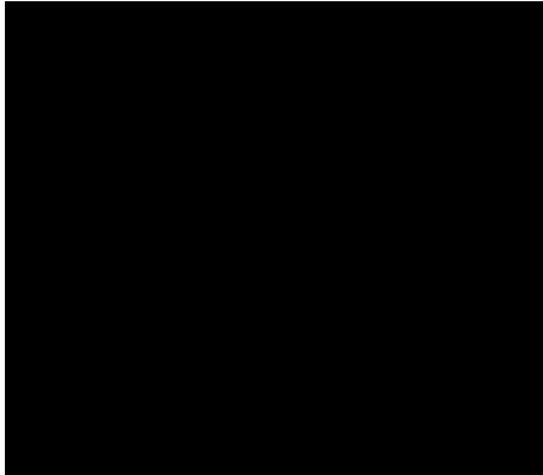


Grafico 260



2.3.Momenti
2.3.1. Caviglia

Grafico 261-262

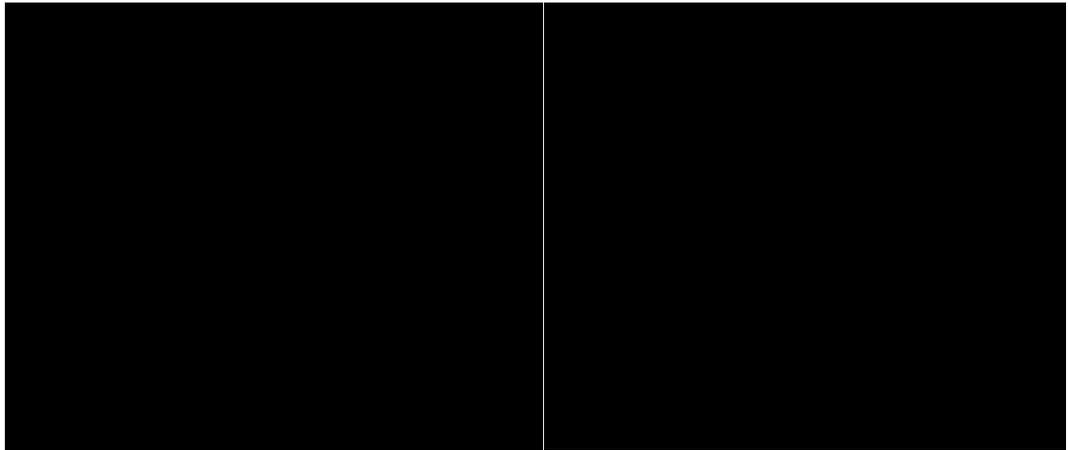


Grafico 263-264

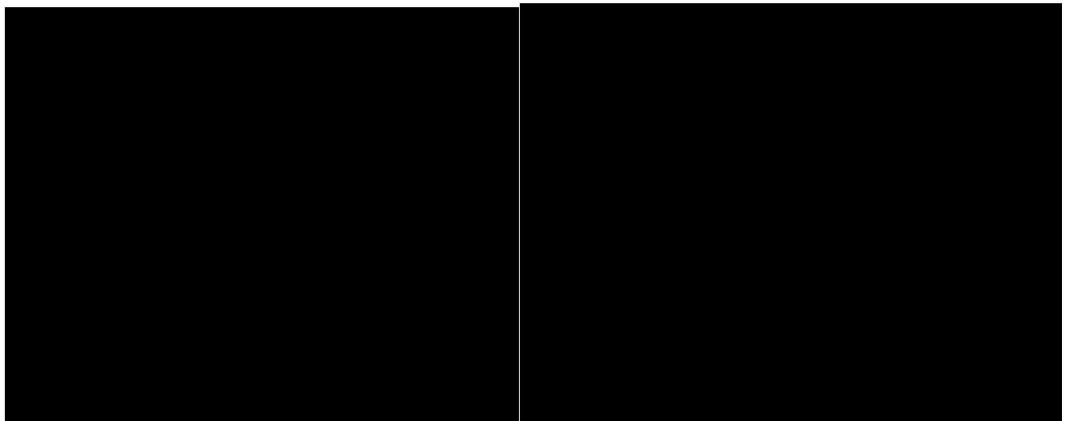
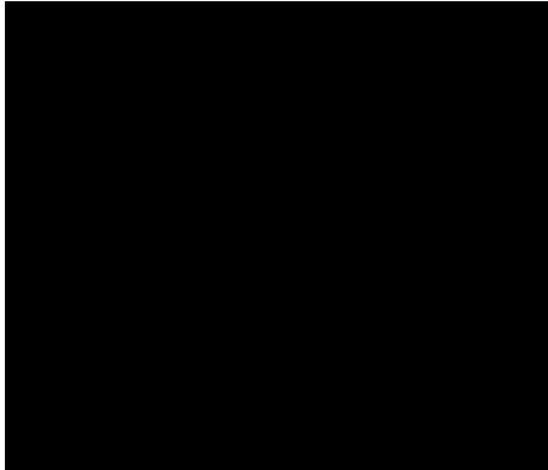


Grafico 265



2.3.2. Ginocchio

Grafico 266-267

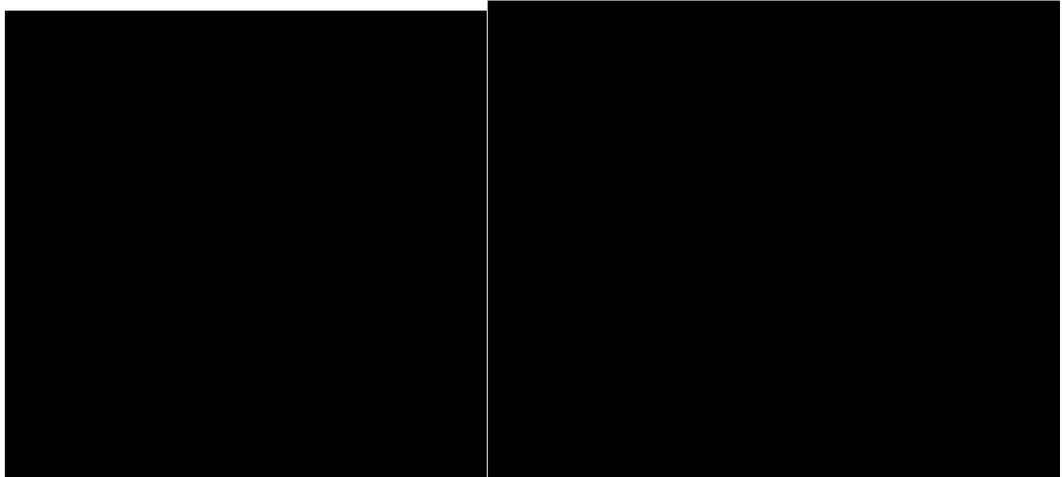


Grafico 268-269

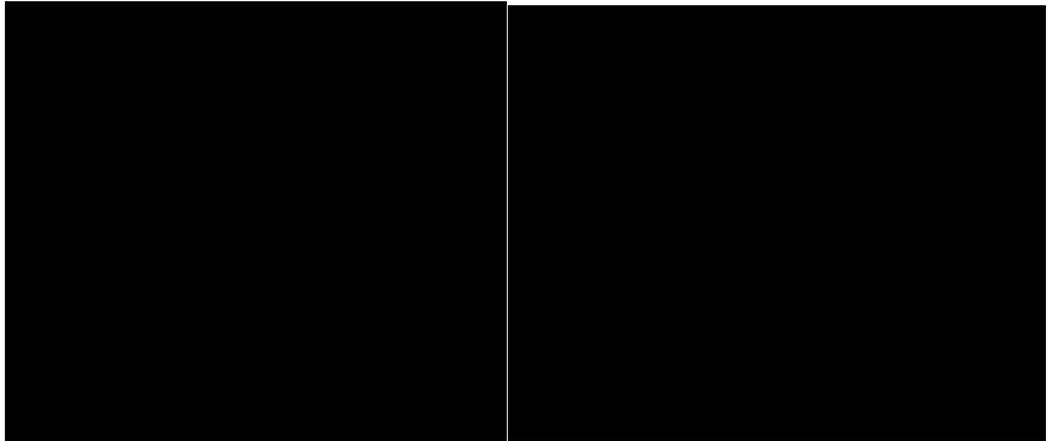
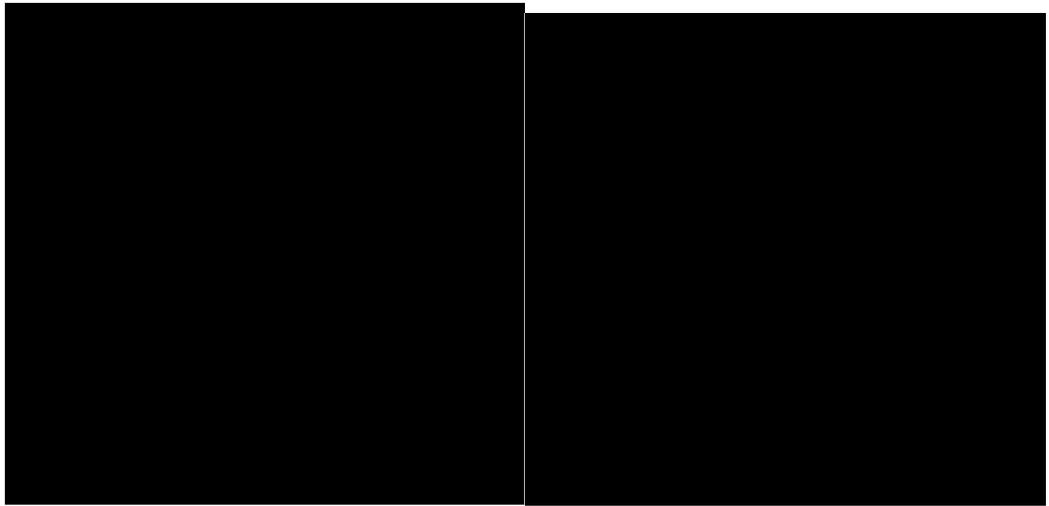


Grafico 270-271



2.3.3. Anca

Grafico 272-273

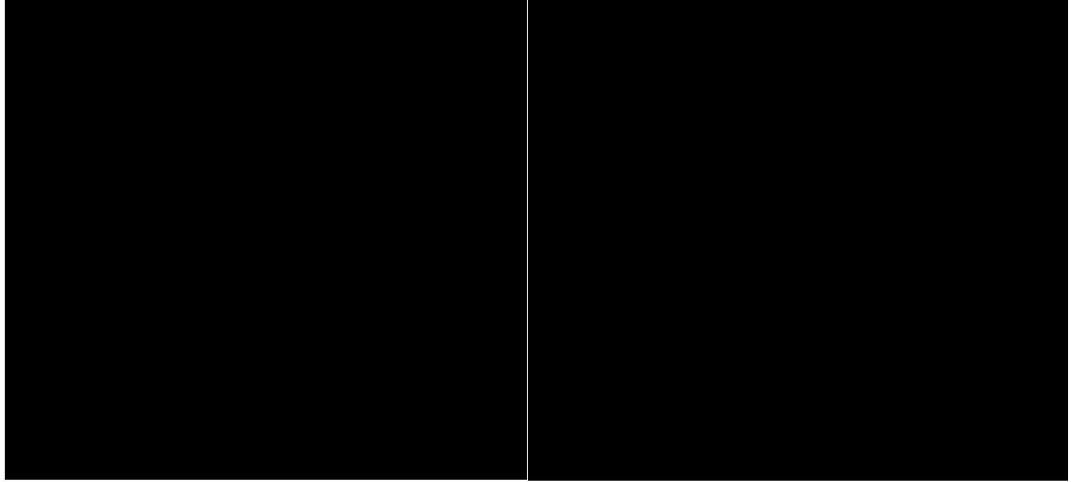


Grafico 274-275

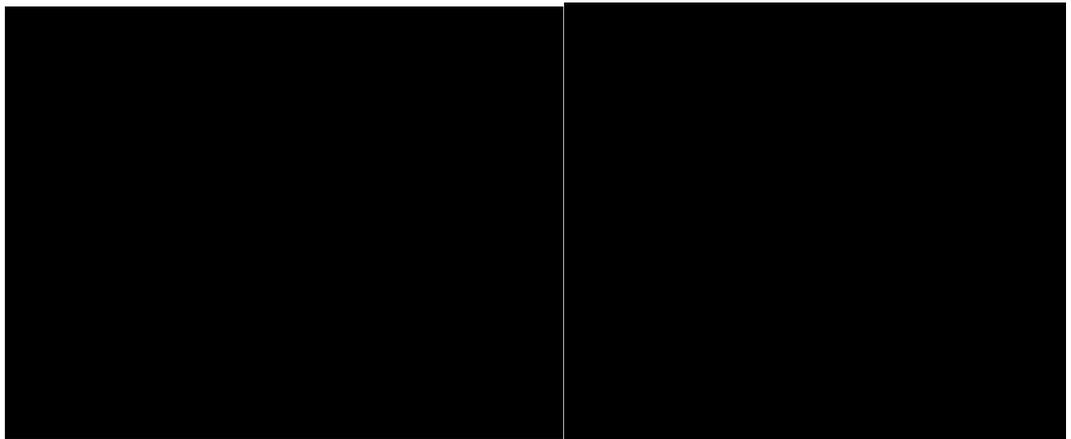
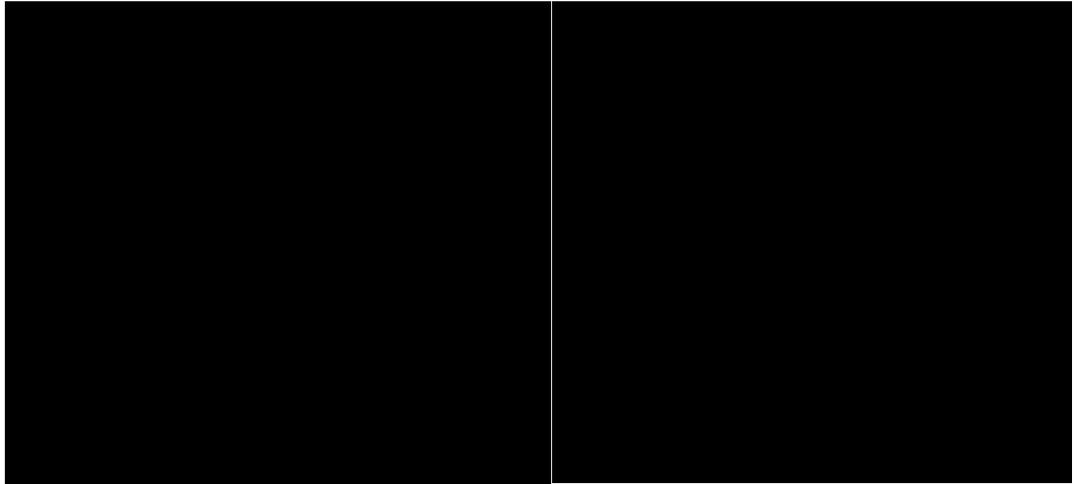


Grafico 276-277



2.3.4. Pelvi

Grafico 278-279

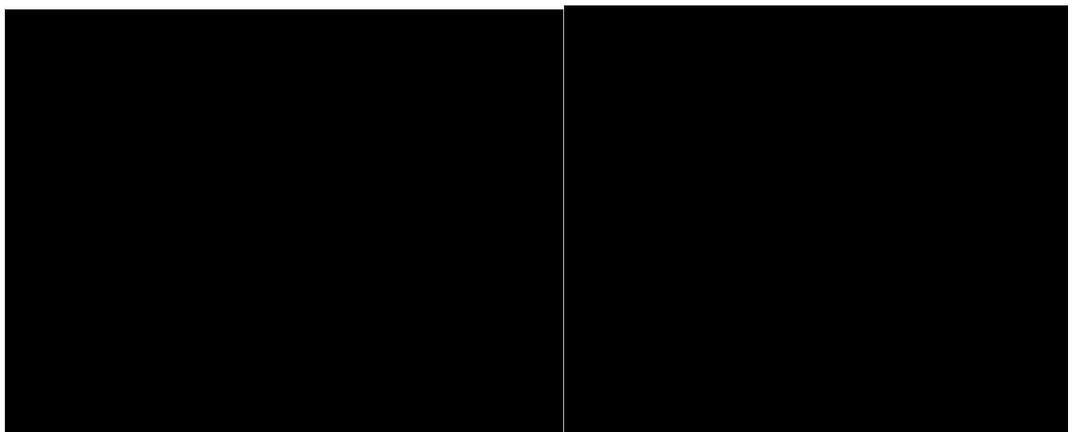


Grafico 280-281

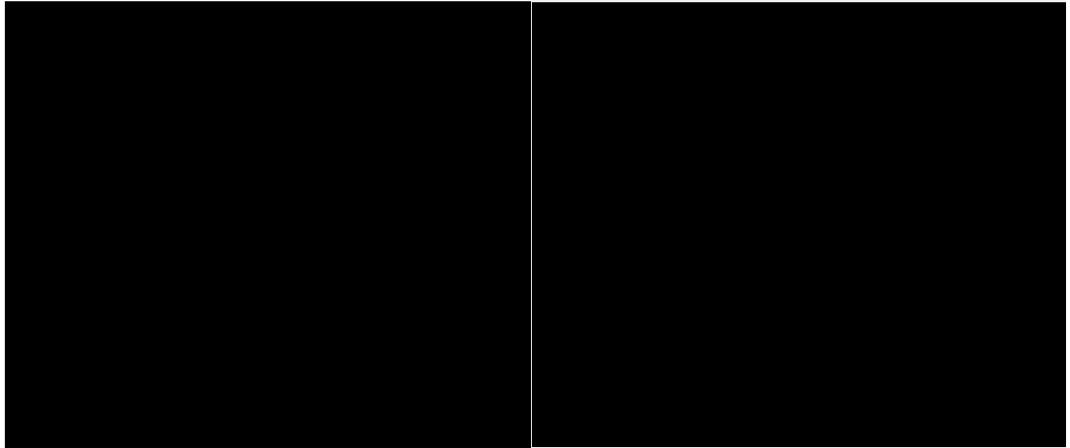
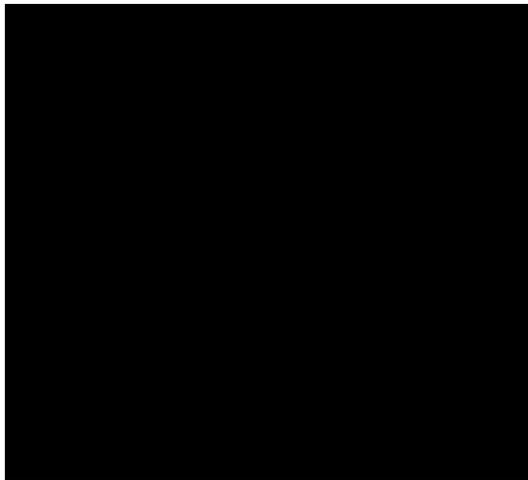


Grafico 282



2.3.5. Tronco

Grafico 283-284

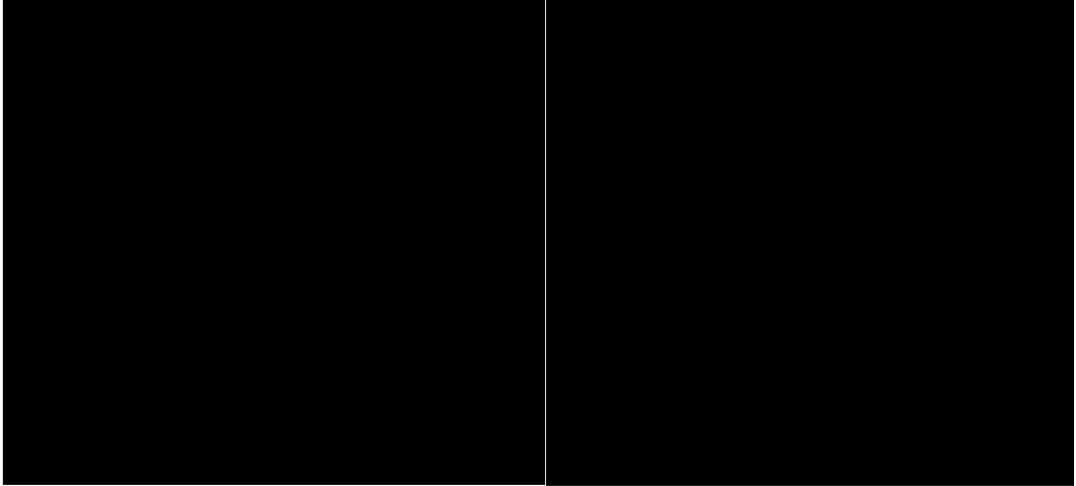


Grafico 285-286

