

POLITECHNIKA WARSZAWSKA

W Y D Z I A Ł M E C H A T R O N I K I

# Rozprawa doktorska

mgr inż. Marta Rępańska

Metoda pomiaru wzrostu dzieci  
w krótkich interwałach czasowych

Promotorzy

prof. dr hab. inż. Adam Woźniak  
prof. dr hab. n. med. Marek Kulus

WARSZAWA 2019



## Streszczenie

W pracy zaprezentowano nową metodę pomiaru wzrostu dzieci w krótkich interwałach czasowych. Metoda polega na stykowym pomiarze długości podudzia dziecka w pozycji siedzącej, przy jednoczesnym pomiarze siły nacisku pomiarowego. Pomiary wykonywane są podczas ruchu kończyną, który realizowany jest poprzez zgięcie grzbietowe stopy. Otrzymany wynik badania, w postaci zbioru punktów ( $L$ ,  $F$ ), estymowany jest modelem i sprowadzany do warunków pomiarów bezstykowych. Takie rozwiązanie pozwala na wyeliminowanie trudnych do oszacowania i skompensowania odkształceń występujących w obszarze tkanki miękkiej. Metoda umożliwi szybki pomiar, bez konieczności unieruchamiania pozycji dziecka. Wynik pomiaru obejmuje wiele punktów pomiarowych, których uśrednienie pozwala na uzyskanie wysokiej dokładności oraz minimalizację indywidualnych zmian występujących w tkance miękkiej badanego osobnika.

W celu zbadania przydatności opracowanej metody, do pomiaru wzrostu dzieci w krótkich interwałach czasowych, zbudowano stanowisko pomiarowe, które zastosowano podczas praktycznej weryfikacji metody. Konstrukcja stanowiska umożliwi łatwy transport, a także prowadzenie pomiarów bilateralnych.

Ideę metody zweryfikowano podczas kilkutygodniowych badań przeprowadzonych na grupie dzieci. Otrzymane wyniki potwierdzają, iż zastosowana metoda umożliwia obserwację nawet tygodniowych przyrostów długości podudzia. Uzyskane wyniki pozwalają na wyłonienie okresów życia związanych zarówno z dobrym stanem zdrowia dzieci jak i z chorobą, czy rekonwalescencją. Wyniki uzyskane dla chłopca, będącego w trakcie terapii hormonalnej, potwierdzają także, iż metoda jest czuła na obserwację zmian u dzieci z zaburzeniami wzrastania.

W pracy zaprezentowano analizę wpływu znanych czynników na uzyskiwane wartości przyrostów długości podudzia dzieci. Wyznaczono wartości wzrostu podudzia dzieci, dla interwału tygodniowego oraz kilku innych przykładowych interwałów czasowych. Wyznaczona średnia tygodniowa wartość przyrostu długości podudzia jest zbieżna z wartościami podawanymi w literaturze. Przeprowadzono analizę metrologiczną, która umożliwi jakościową ocenę nowej metody. W pracy po raz pierwszy przedstawiono wyniki pomiarów wzrostu podudzia dzieci wraz z niepewnością pomiaru. W celu uzupełnienia opisu procesu wzrastania przedstawiono także trend zmian szybkości przyrostu długości podudzia, indywidualny dla każdego badanego dziecka.

**Słowa kluczowe:** metrologia, wzrost dzieci, długość podudzia

## **Abstract**

In this PhD thesis a new method of measurement of the growth of children at the short intervals is presented. The new method is based on a measurement of lower leg length of the child in a sitting position with the measurement of the pressure force at the same time. The measurements are conducted during the limb movement, which is realized by the dorsiflexion of foot. The result obtained, in the form of the points ( $L$ ,  $F$ ) collection, is estimated by the model and reduced the conditions of non contact measurements. That kind of solution allows for elimination of the deformations which appeared at the soft tissue, that are difficult to estimation and compensation. The method gives the quick measurement without rigidifying of the child's position. The result contains a lot of measurement points which are averaged and on that account a high accuracy is achieved, furthermore the specific changing for each child at the soft tissue are minimized.

In order to examination of appropriation the new method of measurement of the growth of children at the short intervals time, the set up was built. It was tested in practical verification of the method. The built set up allows the easy transportation and conducting the bilateral measurement as well. The idea of the new method was verified during a few weeks examinations, which were leaded at the group of children. The outcomes confirm that the applied method allows for observation even weekly increase in the lower leg length.

Among the growth results obtained, it is possible to differentiate between periods when children are healthy and when they are ill or at the convalescence time. The results obtained for a boy who was being at the hormone therapy, they confirm the new method is sensitive to the observation growth of children with the growth perturbation. The new method allows for observation of dynamic of the growth, which is changed when the external factors are influenced on it.

In this paper the analyze of the influential of known factors for achieving values of lower leg growth is presented. The values of lower leg growth for weekly intervals and for a few others intervals were calculated. The obtained average of lower leg growth for weekly interval is convergent with the values presented at the literature. The metrological analyze which allows the quality evaluate of the new method was conducted. For the very first time at this paper the results of lower leg growth with measurement uncertainties are presented. In order to complement in the growth process of the lower leg velocity which is specific for each child was showed in this paper as well.

**Keywords:** metrology, growth of children, lower leg length

<b>1. Wstęp .....</b>	<b>7</b>
1.1 Wprowadzenie do geometrycznych pomiarów dzieci.....	7
1.2 Czynniki wpływające na wzrastanie .....	8
1.3 Obszary zastosowań precyzyjnych pomiarów geometrii ciała ludzkiego .....	10
1.4 Znane metody pomiaru wzrostu dzieci.....	14
1.4.1 Pomiary długości ciała .....	15
1.4.2 Pomiar wysokości ciała.....	17
1.5 Pomiary długości podudzia .....	22
1.5.1 Wstęp do pomiarów długości podudzia .....	22
1.5.2 Mini – knemometry.....	23
1.5.3 Knemometry .....	26
1.6 Badania właściwości mechanicznych tkanki miękkiej.....	30
1.7 Podsumowanie istniejącego stanu wiedzy.....	32
1.8 Cel i teza pracy .....	34
1.8.1 Cel pracy .....	34
1.8.2 Teza pracy .....	35
<b>2. Uproszczony model mechaniczny tkanki miękkiej.....</b>	<b>35</b>
<b>3. Podjęte próby pomiaru wzrostu dzieci w krótkich interwałach czasowych z zastosowaniem znanych narzędzi pomiarowych .....</b>	<b>37</b>
3.1 Zastosowanie współrzędnościowego ramienia pomiarowego i wysokościomierza do pomiaru wzrostu dzieci.....	37
3.2 Zastosowanie metody fotogrametrycznej do pomiaru wzrostu dzieci .....	49
<b>4. Nowa metoda pomiaru wzrostu dzieci.....</b>	<b>59</b>
4.1 Podstawy teoretyczne nowej metody .....	59
4.2 Prototyp stanowiska do pomiaru długości podudzia nową metodą.....	61
4.3 Model mechaniczny układu pomiarowego do wyznaczania długości podudzia.....	63
4.4 Wyniki pomiaru wzrostu dziecka nową metodą z zastosowaniem opracowanego prototypu przyrządu pomiarowego.....	65
4.5 Wnioski z pomiaru wzrostu dziecka nową metodą z zastosowaniem opracowanego prototypu przyrządu pomiarowego.....	68
4.6 Opracowanie ulepszonego prototypu stanowiska do pomiaru wzrostu dzieci nową metodą .....	69
4.7 Analiza metrologiczna nowej metody wzrostu dzieci i wyznaczenie niepewności pomiaru.....	73
4.7.1 Źródła niepewności pomiaru.....	73
4.7.2 Równanie pomiaru .....	80
<b>5. Badanie wzrostu przykładowej grupy dzieci nową metodą .....</b>	<b>85</b>

5.1	Charakterystyka grupy dzieci .....	85
5.2	Czas i warunki pomiaru .....	88
5.3	Sposób opracowania wyników pomiaru .....	90
5.4	Wyniki badań grupy dzieci. Analiza porównawcza .....	91
5.5	Analiza wyników badań wzrostu grupy dzieci .....	99
<b>6.</b>	<b>Podsumowanie i odniesienie do tezy .....</b>	<b>111</b>
<b>7.</b>	<b>Bibliografia .....</b>	<b>114</b>
<b>8.</b>	<b>Spis najważniejszych symboli i oznaczeń .....</b>	<b>121</b>

# 1. Wstęp

## 1.1 Wprowadzenie do geometrycznych pomiarów dzieci

Pierwsze pomiary geometryczne dzieci przeprowadzane są już w okresie prenatalnym. Rozpoczynają się od pomiaru pęcherzyka ciążowego i pęcherzyka żółtkowego, a następnie wielkości zarodka, w celu określenia wieku ciąży. W kolejnych tygodniach, podczas badania USG, wyznaczane są wymiary poszczególnych części ciała – głowy, brzucha, kości udowej itp. Badania te pozwalają na obserwację rozwoju dziecka, ale przede wszystkim stanowią podstawę do oceny harmonijności procesu. Proporcje ciała ulegają bowiem znacznym zmianom w czasie wzrastania. Tempo wzrostu nie jest stałe i zmienia się. Zmienia się również szybkość przyrostu poszczególnych segmentów anatomicznych ciała ludzkiego. W chwili urodzenia dziecko osiąga około 30 % wysokości, uzyskiwanej w chwili dojrzałości szkieletowej [1].

W kolejnych etapach życia tempo wzrostu zmienia się i w tym aspekcie można wyróżnić trzy główne okresy wzrastania – okres niemowlęcy i okres szybkiego wzrostu w wieku 2 – 3 lat, okres spowolnienia tempa wzrostu oraz okres spoczynkowy poprzedzający okres dojrzewania [2; 3; 4].

Pomiar wysokości ciała dzieci jest prostym, szybkim i nieinwazyjnym badaniem pozwalającym na ocenę dynamiki rozwoju fizycznego i zdrowia dziecka. Pozwala on na bieżącą ocenę zachodzącego procesu rozwojowego i reagowanie w przypadku pojawienia się niepokojących zaburzeń. Ocena ta przeprowadzana jest w oparciu o dostępne siatki centylowe, opracowane dla dzieci do 18 roku życia [5]. Odpowiednie siatki centylowe pozwalają na odniesienie wybranego parametru (wysokości ciała, masy ciała, wskaźnika BMI) konkretnego dziecka do populacji dzieci w tym samym wieku. Siatki centylowe przedstawiają bowiem krzywe wzrastania cech wraz z uwzględnieniem zakresu ich zmienności.

Dostępne narzędzia i metody oceny wzrostu w wielu przypadkach są wystarczające. Nie mniej jednak w różnych sytuacjach klinicznych wymagane jest dużo bardziej szczegółowe monitorowanie i analiza zachodzącego procesu rozwoju i dojrzewania, a co się z tym wiąże częstotliwość wykonywanych badań. Konieczność ta eliminuje stosowanie potencjalnie obciążających pacjenta badań, jak ma to miejsce w przypadku klasycznych badań radiologicznych czy tomografii komputerowej, pozwalających na uzyskanie dużych dokładności [6], a dostępne komercyjne narzędzia są w tych sytuacjach niewystarczające, ze względu na ich małą dokładność pomiaru.

Istnieje zatem duża potrzeba poszukiwania nowych metod, dających możliwości obserwowania i oceny procesu wzrostu częściej, a zatem z większą dokładnością. Metoda taka miałaby kluczowe znaczenie w przyspieszeniu diagnozy i ewentualnej modyfikacji leczenia dzieci, u których pojawiają się problemy związane z niskorosłością. Dzięki takiej metodzie możliwa stałaby się ocena działania leków o znanym potencjale pobudzającym lub hamującym wzrastanie. Pozwoliłaby ona na monitorowanie leczenia preparatami potencjalnie spowalniających tempo wzrostu, a w przypadku pojawienia się dużej osobniczej wrażliwości – szybką rezygnację z niekorzystnej terapii oraz ocenę działań niepożądanych nowych, wprowadzanych do leczenia preparatów. Ponadto, metoda taka umożliwiłaby ocenę wpływu stosowanych leków, w kontekście znanych i nieznanymi dotychczas działań niepożądanych oraz innych niż farmakologiczne metod leczenia takich jak: diety eliminacyjne i specjalne, rehabilitacja i fizykoterapia, transplantacje, chirurgia itp., na wzrost krótko i średnioterminowy.

Metoda umożliwiająca krótkoterminowe monitorowanie procesu wzrastania pozwoliłaby także na ocenę efektywności leczenia i opieki w wielu chorobach przewlekłych takich jak: niedobory wchłaniania, przewlekłe choroby układu oddechowego, wady serca, niewydolność nerek, choroby reumatyczne itp. Na podstawie pomiarów, uzyskiwanych w krótkich interwałach czasowych, możliwe byłoby również opracowanie obiektywnych parametrów poprawy/remisji lub optymalnej kontroli tych chorób.

Potencjalne upowszechnienie nowego narzędzia pomiarowego i ujednolicona, ustandaryzowana metoda badania pozwoliłaby również bezpośrednio porównywać wyniki badań prowadzonych w różnych ośrodkach oraz prowadzić prace wieloośrodkowe.

Zaletą pomiarów krótkoterminowych jest również możliwość szybszego postawienia diagnozy, a w badaniach naukowych skrócenie okresu niezbędnego do przeprowadzenia badania. Metoda dałaby także szansę na opis znanych oraz zidentyfikowanie nieznanymi dotychczas czynników wpływających na tempo wzrostu krótkoterminowego dzieci.

## **1.2 Czynniki wpływające na wzrastanie**

Indywidualny wzrost dziecka jest wypadkową wielu czynników. Trudno jest określić wpływ oddziaływania oddzielnie każdego z nich na proces wzrastania. Rozwój dziecka odbywa się bowiem w określonym czasie i miejscu, i kształtowany jest przez wiele, często powiązanych ze sobą, czynników. Wpływ na rozwój dziecka ma dużo różnych uwarunkowań, takich jak predyspozycje genetyczne, stan zdrowia, dieta, warunki środowiskowe, psychosocjalne, stany emocjonalne, tryb życia i wiele innych.



Jednym z głównych czynników są uwarunkowania genetyczne. Podłoże genetyczne odgrywa ważną rolę zarówno w regulacji wzrostu szkieletu jak i metabolizmu kolagenu [7; 8]. Zaburzenia genetyczne układu kostno – chrzęstnego obniżają potencjał tworzenia, wzrostu i rozwoju poszczególnych elementów kości i chrząstek stawów.

Przyczynami niedoborów wzrastania uwarunkowanymi genetycznie mogą być między innymi zaburzenia chromosomalne występujące w zespole Downa czy zespole Turnera [9].

Dieta oraz nawyki żywieniowe, niedobory kaloryczne i białkowe oddziałują na osiągnięcie wysokości ciała wynikającej z uwarunkowań genetycznych. Niewłaściwe odżywianie może wpłynąć na proces ossyfikacji jąder chrząstek kości długich i zahamowanie procesu wzrastania [10]. Na dynamikę wzrostu mają także stosowane diety eliminacyjne i lecznicze oraz stosowane suplementy diety, np. zwiększające masę mięśniową.

Wiele uwagi poświęca się ostatnio oddziaływaniom epigenetycznym, to jest wpływowi uwarunkowań środowiskowych na potencjał wzrostowy dziecka. [3]. Czynniki te modyfikują wysokość ciała osiąganą przez dojrzewające w różnych środowiskach dzieci. Nie bez znaczenia jest także różny, w miastach i na wsi, dostęp do specjalistycznej opieki medycznej.

Zahamowanie wzrastania może pojawić się już na etapie rozwoju wewnątrzmacicznego (*intrauterine growth retardation – IUGR*). Czynniki wpływające na opóźnienie wzrostu płodu mogą zależeć zarówno od matki jak i dziecka.

Czynniki oddziałujące na psychikę dziecka, emocje zarówno pozytywne jak i negatywne mogą modyfikować tempo wzrostu [11]. Sen i regularny tryb życia oraz stres kształtują warunki związane z wydzielaniem hormonu wzrostu, który produkowany jest pulsacyjnie i porcjami przez przysadkę mózgową. Stres powodujący zaburzenia snu hamuje wydzielanie hormonu wzrostu, produkowanego najwięcej tuż po zaśnięciu. Pory odpoczynku jak i dobry sen stwarzają dobre warunki wspomagające proces wzrostu. Do czynników psychosocjalnych należy zaliczyć także narażenie rozwijających się dzieci na nikotynę, przemoc, czy zaniedbanie. Nieobojętne dla prawidłowego procesu wzrastania są również zaburzenia psychiczne, jak ma to miejsce w przypadku anoreksji [12].

Kolejnym czynnikiem oddziałującym na wzrost jest aktywność fizyczna. Wpływ tego czynnika może być różny w zależności, czy aktywność ta ma charakter sporadyczny, rekreacyjny, czy wyczynowy.

Oprócz czynników, które kształtują indywidualny proces wzrostu każdego dziecka pod uwagę należy wziąć również stany chorobowe i związane z nim leczenie farmakologiczne.

Szczególne znaczenie mają tu choroby przewlekłe. Można do nich zaliczyć choroby układu pokarmowego, takie jak np. celiakia, nieswoiste zapalenie jelit, alergie pokarmowe.

Kolejną grupę stanowią choroby układu oddechowego jak na przykład astma, mukowiscydoza, czy inne choroby związane z przewlekłym niedotlenieniem. Zaburzenia wzrastania obserwuje się także w chorobach serca, a także wrodzonych lub nabytych zespołach niedoborów odporności [9].

Znaczącą grupę chorób związanych z nieprawidłowym wzrostem stanowią choroby endokrynologiczne, przede wszystkim przysadki, nadnerczy czy tarczycy. Na skutek różnych mechanizmów związanych na przykład z wydzielaniem hormonu wzrostu, glikokortykosteroidów czy hormonów płciowych, istotnie wpływają na proces wzrastania.

Choroby tkanki łącznej, nowotworowe, hematologiczne są także przyczyną zaburzającą prawidłowy rozwój fizyczny dziecka.

Złożenie wielu zarówno powiązanych ze sobą jak i niezależnych od siebie czynników kształtuje ostatecznie indywidualny proces wzrastania dziecka. Wyodrębnione uwarunkowania oddziaływań na tempo rozwoju, wskazują potencjalne obszary zastosowań krótkoterminowych metod pomiaru wzrostu.

### **1.3 Obszary zastosowań precyzyjnych pomiarów geometrii ciała ludzkiego**

Precyzyjne pomiary geometrii ciała ludzkiego wykonywane są w każdym etapie życia człowieka i w pierwszej kolejności, w najogólniejszym ujęciu, dotyczą aspektów medycznych oraz tych, które związane są z komfortem i jakością życia.

Jak wspomniano na wstępie, pierwsze pomiary geometrii ciała wykonywane są już w okresie prenatalnym (rys. 1.1). Rozwojowi człowieka oraz przemianom zachodzącym w jego organizmie, zarówno naturalnym jak i losowym, towarzyszą kolejne potrzeby i wymagania związane są z metrologią pomiarów geometrycznych, niezbędną w kreowaniu ergonomii codziennego życia i miejsca pracy, w ochronie zdrowia, leczeniu, rehabilitacji itp.

Pierwszym i najbardziej znanym pomiarem geometrii ciała człowieka jest pomiar długości ciała wykonywany u niemowląt i małych dzieci oraz pomiar wysokości ciała wykonywany u dzieci starszych i dorosłych.



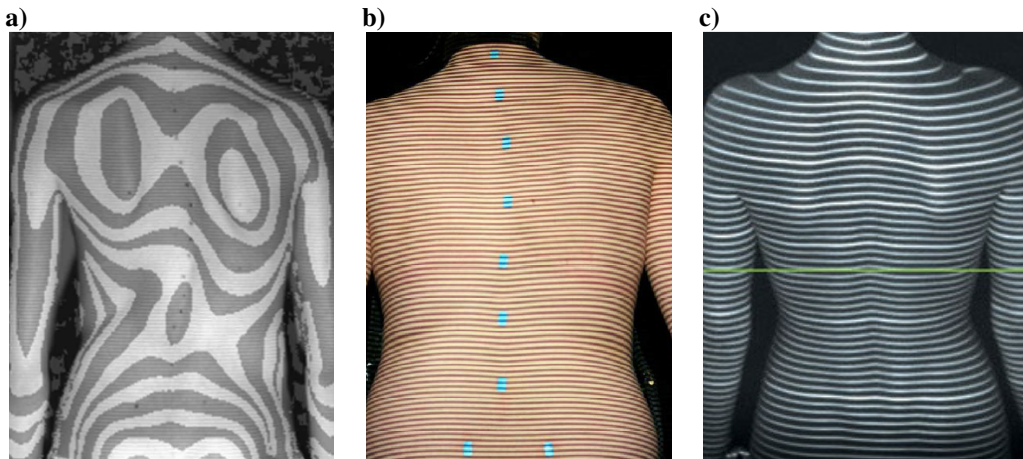
**Rys. 1.1 Pomiar zarodka w badaniu prenatalnym (archiwum prywatne autora pracy)**

Do oceny, mogących pojawić się w okresie rozwoju i dojrzewania, wad postawy rozwijane są nowoczesne nieinwazyjne i bezpieczne metody optyczne. Metody te znajdują szerokie zastosowanie nie tylko podczas diagnozowania wad postawy, lecz także podczas oceny wpływu leczenia oraz postępu w rehabilitacji.

Do metod tych należy zaliczyć metodę projekcji prążków Moire'a, która stanowiła początek w rozwoju metod optycznych, stosowanych do oceny wad postawy, zwłaszcza u dzieci ze skoliozą [13; 14; 15]. Jest to metoda, w której pomiar badanego obiektu odbywa się na podstawie analizy obrazów mających postać warstwicową, a wygląd linii topograficznej zależy od badanej powierzchni (rys. 1.2 a). Uzyskany obraz jest wynikiem nałożenia się rastra referencyjnego z obrazem rastra, ulegającego deformacji po jego projekcji na ciało pacjenta.

Wśród metod optycznych, stosowanych do oceny wad postawy, należy również wymienić metodę ISIS (*Integrated Shape Imaging System*) opartą na projekcji równoległych prążków, których zniekształcony obraz niesie informację o badanym trójwymiarowym obiekcie, którym jest ciało pacjenta [16]. Metoda ta była rozwijana pod kątem dokładności, szybkości i niezawodności, czego efektem jest tzw. ISIS 2, z użyciem światła strukturalnego (rys. 1.2 b) [17].

Metody wykorzystujące skanowanie badanego fragmentu tułowia poprzez rzutowanie linii rastrowych na mierzoną powierzchnię, różnią się pod względem aspektów technicznych. W ogólnym ujęciu otrzymany obraz linii przechwytywany jest przez kamerę i poddawany dalszej obróbce. Uzyskana w efekcie chmura punktów, których przestrzenne współrzędne poddawane są analizie w oparciu o algorytm triangulacji, zawiera informację pozwalającą na ocenę badanej powierzchni ciała [18]. Przykładem komercyjnego rozwiązania systemu, wykorzystującego stereografię rastrową może być system Diers formetic 4D (rys. 1.2 c) oraz Diers 4D motion®, pozwalający dodatkowo na dynamiczną analizę kręgosłupa i miednicy, dzięki badaniu wykonywanym w ruchu [19].

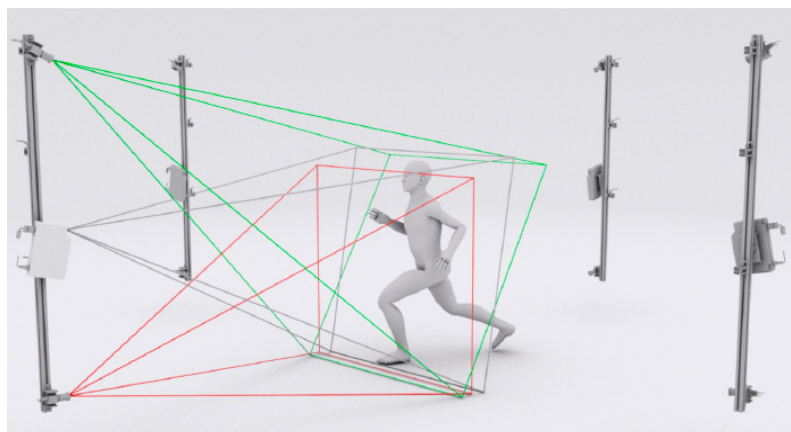


**Rys. 1.2 Przykłady realizacji metod optycznych w ocenie wad postawy: a) metoda projekcji prążków Moire'a [20], b) metoda ISIS 2 [17], d) system Diers [18]**

Do metod fotogrametrycznych zaliczyć można również te, które oparte są na analizie obrazów markerów umieszczaniu na ciele pacjenta, stosowanych w procesie oceny rehabilitacji [21]. W metodach optycznych, z wykorzystaniem światła strukturalnego, stosowane są rozwiązania, w których dla jeszcze większego komfortu pacjenta, markery na ciele nanoszone są „wirtualnie”, jak w przypadku metod dedykowanych do oceny chodu. Niestety rozdzielczość przestrzenna takiego systemu jest niewielka i wynosi 2 mm [22].

Innym rozwiązaniem jest metoda, w której analizowane są parametry kształtu opisujące cechy lokalne na ciele, tak zwane anatomiczne punkty orientacyjne, które są śledzone w czasie. Metody te stanowią potencjał w leczeniu i rehabilitacji pacjentów cierpiących na choroby układu nerwowego i mięśniowo – szkieletowego. Dokładność śledzenia takiego systemu jest różna w zależności od kierunku i wynosi 1,2 mm dla śledzenia w pionie i 0,5 mm dla śledzenia w poziomie [23].

System 4DBODY umożliwia pomiar całego ciała z czterech kierunków, z rozdzielczością przestrzenną około 1 mm, również bez konieczności nanoszenia znaczników na ciele pacjenta (rys. 1.3). System ten może mieć zastosowanie zarówno w medycynie, przy ocenie rehabilitacji medycznej, ale i przy tworzeniu grafiki komputerowej. Uzyskana niepewność pomiaru systemu, z użyciem fantomu wynosi 0,5 mm, bardzo trudno jednak uzyskać takie wartości, w przypadku badań prowadzonych z udziałem rzeczywistego człowieka [24].



**Rys. 1.3 System 4DBODY [24]**

Innym obszarem zastosowań pomiarów geometrycznych ciała człowieka jest projektowanie odzieży na wymiar. Tu dostępne są komercyjne skanery ciała, jak na przykład skaner 3D VITUS BODYSCAN (rys. 1.4 a). System ten umożliwia wykonanie trójwymiarowego skanu całego ciała w czasie 9 – 14 s. Według specyfikacji producenta błąd pomiaru wymiaru obwodu jest mniejszy niż 1 mm. Ważne jest jednak zachowanie nieruchomej postawy w trakcie pomiaru [25].

a)



b)



**Rys. 1.4 Skanery 3D: a) całego ciała [25], b) kończyny [26]**

Wśród komercyjnych rozwiązań można również znaleźć skanery ręczne mające zastosowanie w ortopedii, na przykład podczas projektowania protez (rys. 1.4 b). Są to systemy o rozdzielczości 1 mm, pozwalające na uzyskanie lepszych dokładności w przypadku stosowania dodatkowych punktów pozycyjnych [26].

Innym obszarem zastosowań metod optycznych, związanych z analizą geometrii ludzkiego ciała, jest bikefitting (rys. 1.5). Podczas testu znaczniki led lub odbłaski umieszczane są na ciele sportowca w charakterystycznych ośmiu punktach. System optyczny rejestruje w trójwymiarze ruch ciała podczas pedałowania, tworząc dynamiczny obraz. Na

podstawie otrzymanych wyników dobierana jest optymalna pozycja dla sportowca, która poprawia komfort jazdy, uzyskiwane osiągi i zapobiega urazom. System, według deklaracji producenta, pozwala rejestrować zmianę kąta o jeden stopień i odległości o milimetr [27].



Rys. 1.5 Bikefitting [28]

Oprócz szeroko pojętych metod związanych z oceną wad postawy i kinetyki ruchu pacjentów innym obszarem zastosowań pomiarów geometrycznych człowieka jest kształtowanie otaczających go struktur przestrzennych, w procesie pracy lub użytkowania. Do struktur tych należy zaliczyć artykuły powszechnego użytku, wnętrza i wyposażenie budynków, urządzenia i maszyny w miejscu pracy itp. Podstawą do projektowania są normy, zawierające dane antropometryczne kobiet i mężczyzn w wieku aktywności zawodowej. Normy antropometryczne przygotowywane są przez antropologów na podstawie oceny trendu sekularnego czyli zmian populacji na przełomie kilkudziesięciu lat. Dane te pozwalają również na tworzenie fantomów i modeli centylowych, reprezentantów populacji, ułatwiających prace projektowe, które są już pochodną pomiarów cech antropometrycznych człowieka. Stosowane przez antropologów narzędzia pomiarowe to wciąż głównie: antropomometr, taśma antropometryczna, cyrkle suwakowe i kabłąkowe [29].

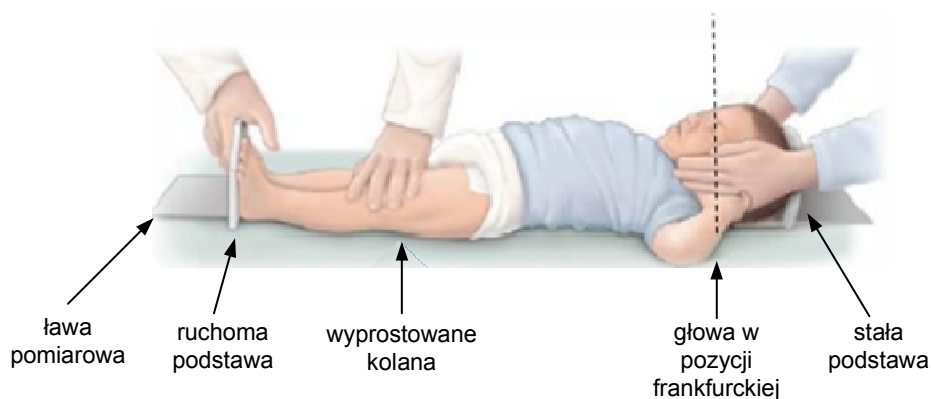
#### 1.4 Znane metody pomiaru wzrostu dzieci

Mimo rozwijających się bezkontaktowych metod optycznych, stosowanych w wielu obszarach związanych ze zdrowiem i życiem codziennym człowieka, w praktyce klinicznej pomiary wysokości dzieci i długości ciała niemowląt od lat wykonywane są tą samą metodą, z użyciem prostych przyrządów pomiarowych.

### 1.4.1 Pomiary długości ciała

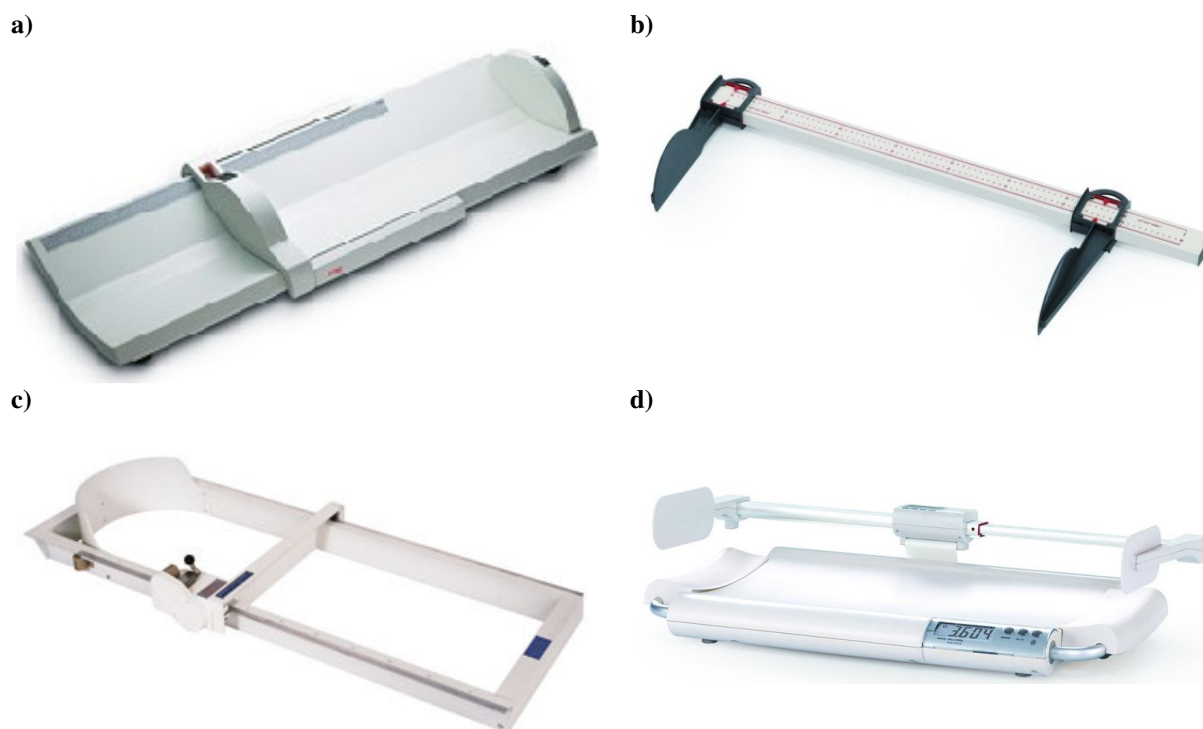
Pierwsze pomiary noworodków wykonywane są zazwyczaj z wykorzystaniem taśmy mierniczej. Pomiar ten przeprowadzany jest po krzywiźnie ciała noworodka i ma charakter bardzo subiektywny. Polega on bowiem na wyznaczeniu długości odcinka od punktu umieszczonego na głowie noworodka do punktu „gdzieś” w obszarze guza piętowego [30]. Zalecanym przez Światową Organizację Zdrowia (WHO) narzędziem przeznaczonym do pomiaru jest pozioma skala długości – specjalna ława pomiarowa wyposażona w skalę pomiarową [31]. Narzędziem takim jest infantometr, stosowany do pomiaru niemowląt i małych dzieci.

Podczas pomiaru infantometrem (rys. 1.6) stopy dziecka układane są prostopadle do podudzi i płasko stykają się z ruchomą podstawą przyrządu, której położenie jest regulowane. Górna płaszczyzna pomiarowa dotyka do szczytu główki dziecka. Główna dziecka przytrzymywana jest w pozycji oczno – usznej, tzw. frankfurckiej. Nóżki dziecka podczas badania są przytrzymywane, w pozycji wyprostowanej w kolanach. Długość ciała mierzona jest od szczytu głowy do płaszczyzny podeszwowej stóp. Aktualna wartość odczytywana jest z podziałki, na podstawie położenia ruchomej podstawy przyrządu.



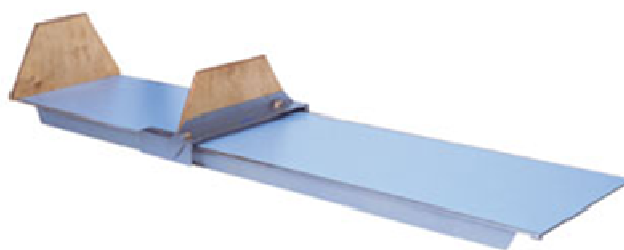
Rys. 1.6 Sposób pomiaru infantometrem (na podstawie [32])

Przykłady komercyjnych rozwiązań infantometrów pokazano na rys. 1.7. Infantometry produkowane są zarówno w postaci przenośnych urządzeń pomiarowych (rys. 1.7 b) jak i stacjonarnych (rys. 1.7 a). Niekiedy urządzenia te połączone są z wagą dla niemowląt (rys. 1.7 d). Zakresy pomiarowe infantometrów wahają się zazwyczaj w granicach od 100 mm do 1000 mm, choć produkowane są również infantometry z zakresem pomiarowym nawet do 1350 mm [33]. Innym określeniem dla infantometrów, posiadających górną granicę zakresu pomiarowego wynoszącą około 600-700 mm i w związku z tym przeznaczonych do pomiaru noworodków, jest neonatometr – rys. 1.7 c), d).



**Rys. 1.7 Infantometry – przykłady rozwiązań komercyjnych: a) infantometr do pomiarów stacjonarnych [34], b) infantometr mobilny [35], c) neonatometr [33], d) neonatometr z wagą lekarską [35]**

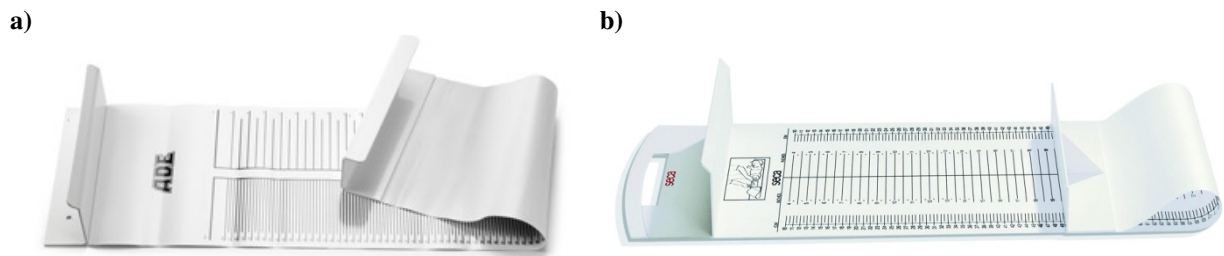
Pomiary długości ciała wykonywane są głównie u noworodków i małych dzieci, nie mniej jednak produkowane są także stoły pomiarowe, o zakresach powyżej 2000 mm, pozwalające na pomiar w pozycji leżącej osób dorosłych (rys. 1.8), na których pomiar dokonuje się analogicznie jak w przypadku infantometrów.



**Rys. 1.8 Stół pomiarowy dla dorosłych [33]**

Mniej dokładnym narzędziem do pomiaru długości ciała niemowląt są maty niemowlęce o zwijanej konstrukcji (rys. 1.9). Pomiar wykonywany jest analogicznie jak w przypadku infantometru, jednak niesztynna konstrukcja narzędzia pomiarowego obniża dokładność wykonywanego pomiaru.





Rys. 1.9 Mata niemowlęca: a) producent ADE [36], b) producent SECA [34]

#### 1.4.2 Pomiar wysokości ciała

Pomiar wysokości ciała dzieci starszych, czyli w wieku od około 2 lat, wykonywany jest najczęściej za pomocą stadiometru, zwanego potocznie wzrostomierzem. Pomiar stadiometrem wykonywany jest w pozycji stojącej, dlatego pomiary z jego użyciem realizowane są w przypadku dzieci pewnie stojących lub chętnych do współpracy oraz osób dorosłych.

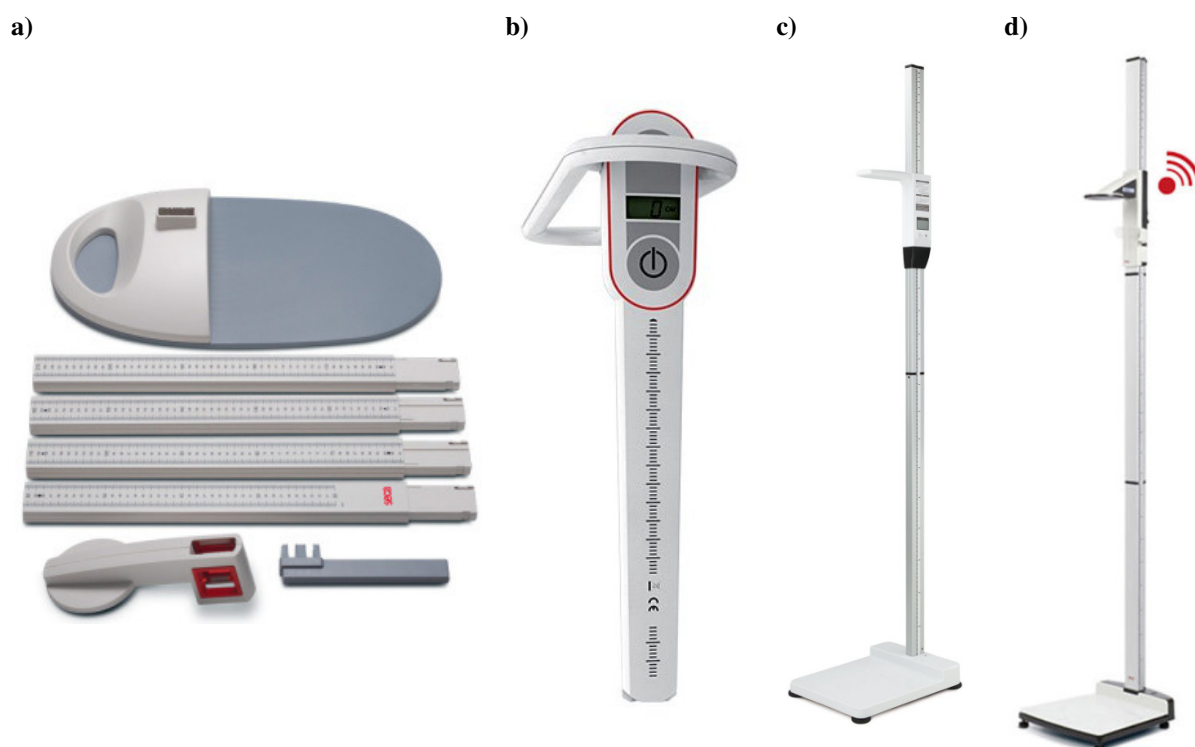
Badanie stadiometrem wykonywane jest w pozycji antropometrycznej. Wysokość ciała dziecka mierzona jest od szczytu głowy do podstawy, na której stoi dziecko. Badany ustawiony jest w pozycji oczno – usznej, tzw. frankfurckiej. W pozycji tej otwory słuchowe zewnętrzne tworzą z dolną krawędzią oczodołów linię poziomą. Pacjent znajduje się w pozycji wyprostowanej, z lekko rozstawionymi stopami i piętami dotykającymi stadiometru. Pośladki, plecy i głowa podczas pomiaru dotykają stadiometru (rys. 1.10). Niekiedy nie jest możliwe uzyskanie zetknięcia we wszystkich punktach, na przykład w przypadku wad postawy lub nadwagi. W chwili wykonania pomiaru pacjent proszony jest o nabranie powietrza [32].



Rys. 1.10 Pomiar stadiometrem [32]

Osoby dorosłe i dzieci starsze mogą być mierzone przez jednego operatora, w przypadku pomiaru niektórych młodszych dzieci potrzebna jest pomoc drugiej osoby, do przytrzymania dolnych partii ciała.

Używane do pomiaru wysokości ciała stadiometry posiadają różne rozwiązania konstrukcyjne. Możemy wyróżnić stadiometry mobilne, których konstrukcja umożliwia łatwe złożenie i transport (rys. 1.11 a), b) oraz wzrostomierze stacjonarne (rys. 1.11 c), d). Istnieją również stadiometry ściennie (rys. 1.12) lub stanowiące dodatkową funkcję dołączoną do wagi lekarskiej (rys. 1.11 c), d).



**Rys. 1.11 Stadiometr a) składany, b) mobilny ultradźwiękowy, c) stacjonarny, d) stacjonarny z transmisją radiową [34; 37]**

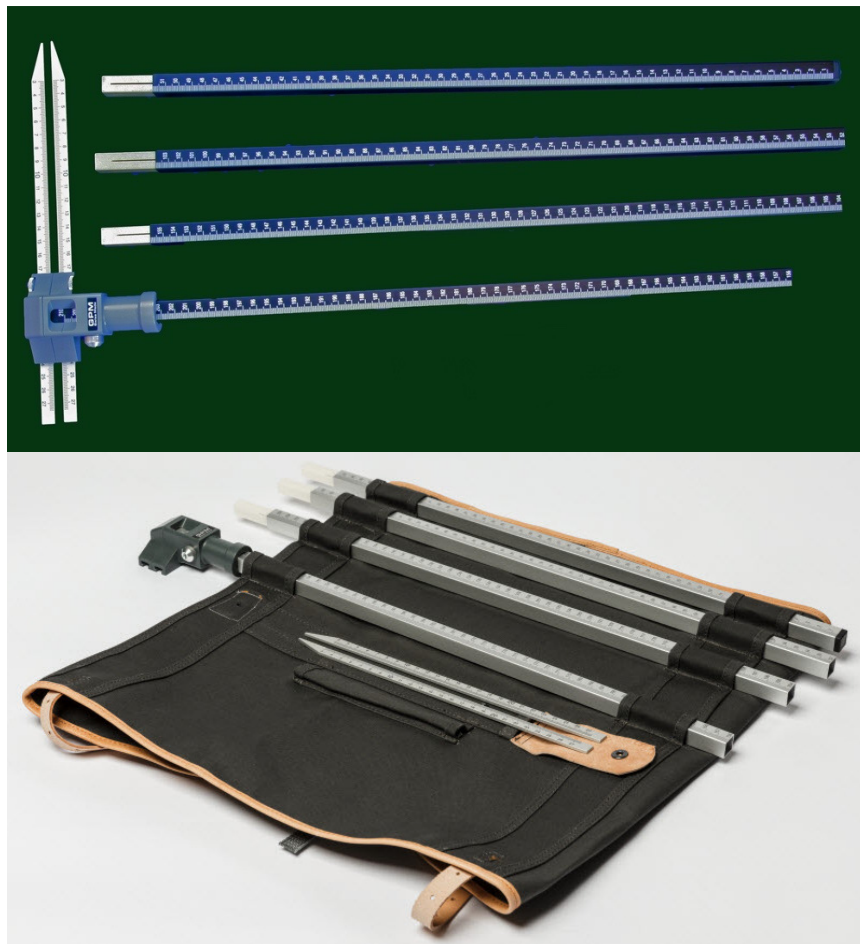
Wzrostomierze występują zarówno z odczytem analogowym jak i cyfrowym, niektóre posiadają również funkcję transmisji radiowej zbieranych wyników pomiaru (rys. 1.11 d). Rozdzielczość tych przyrządów pomiarowych wynosi najczęściej 1 mm.



**Rys. 1.12 Stadiometr ścienny zwijany [36]**

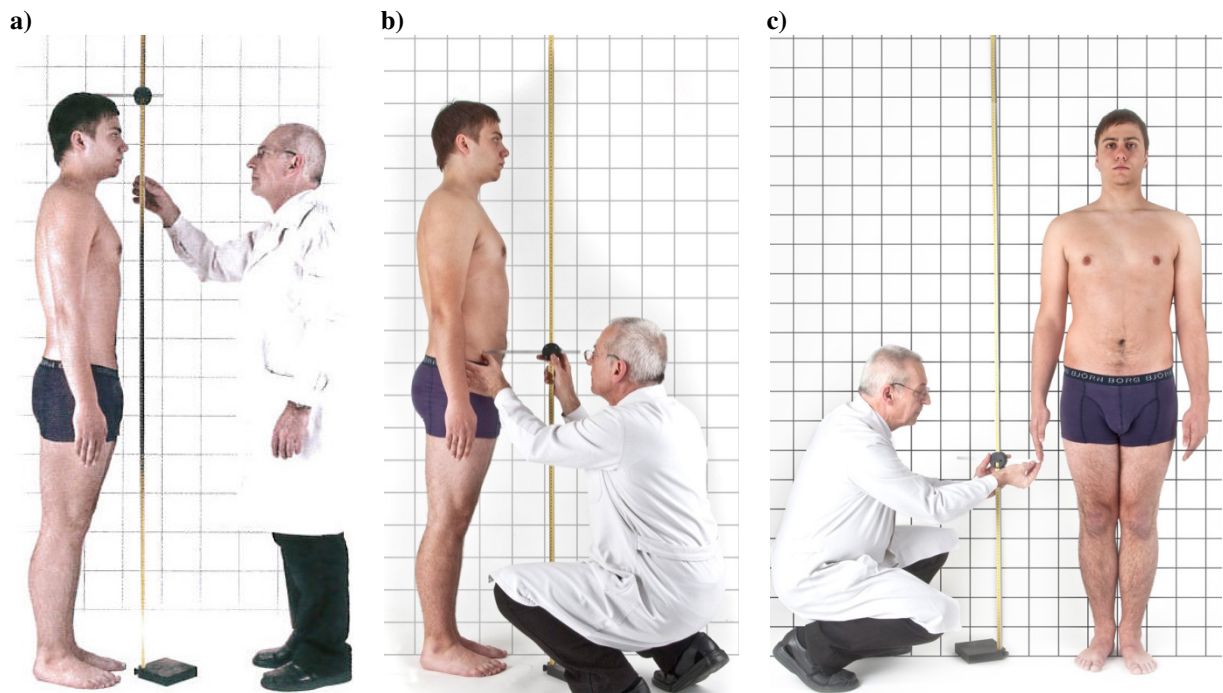
Zakresy stadiometrów wahają się od 115-300 mm dla dolnej granicy zakresu pomiarowego, do 2100-2300 mm górnej granicy.

Innym narzędziem umożliwiającym pomiar wysokości ciała jest antropomometr (rys. 1.13).



**Rys. 1.13 Antropomometr [38]**

Konstrukcja antropometru umożliwia pomiar wysokości oraz wielu innych wymiarów liniowych ciała ludzkiego. Antropomometr składa się z czterech wzajemnie połączonych metalowych rurek, na których wygrawerowana jest podziałka milimetrowa. Przy czterech połączonych sekcjach zakres pomiarowy antropometru wynosi od 0 do 2100 mm. W tej konfiguracji antropomometr używany jest do pomiaru wysokości ciała. Górne dwie sekcje narzędzia pomiarowego można wykorzystać jako suwmiarkę o zakresie pomiaru od 0 do 950 mm. Pomiary antropometrem wykonywane są poprzez przesuwanie gałęzi pomiarowej (ostrza antropometru), po jego połączonych segmentach. W uchwycie gałęzi pomiarowej znajduje się okno odczytu aktualnego wskazania. W zależności od konfiguracji poszczególnych segmentów antropometru możliwy jest pomiar wysokości lub wybranych segmentów ciała ludzkiego (rys. 1.14).

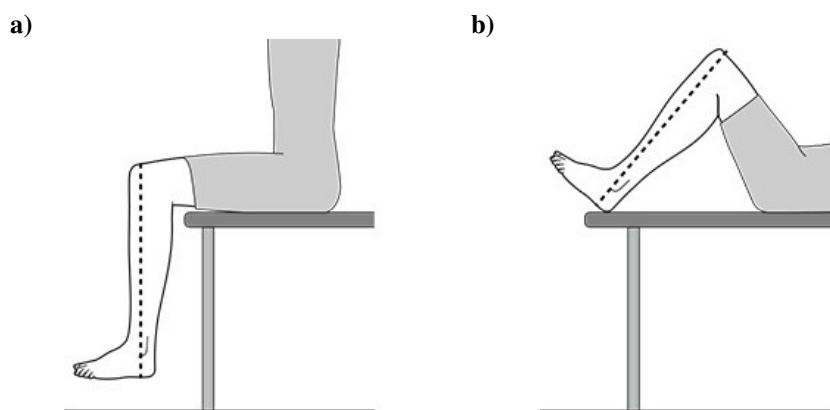


**Rys. 1.14** Pomiary antropometrem: a) wysokości ciała, b) punktu *Iliospinale* (szczyt kolca biodrowego), c) punktu *Daktylion* (na końcu opuszki trzeciego palca ręki) [39]

Podczas wykonywania pomiarów wysokości ciała pacjent stoi tyłem do pionowej ściany, a pięty, pośladki i górna część pleców i niekiedy głowa stykają się z jej powierzchnią. Głowa badanego znajduje się w pozycji frankfurckiej, w celu zapewnienia właściwej pozycji punktu wierzchołkowego głowy. Antropomometr ustawiany jest na statywie przed badanym pacjentem. Podczas wykonywania pomiaru badany powinien patrzeć również w punkt na poziomie oczu, na przeciwległej ścianie pomieszczenia. Takie ustawienie zapobiega pochylaniu głowy do tyłu.

Jedną z wielu możliwości użycia antropometru jest jego zastosowanie do pomiaru wysokości kolanowej. Podczas realizowania takiego pomiaru wykorzystywane są tylko dwie sekcje antropometru, który pełni w tej konfiguracji rolę suwmiarki. Wysokość kolanowa wyznaczana jest w pozycji siedzącej (rys. 1.15 a) lub leżącej (rys. 1.15 b). W obu położeniach kąt stawu kolanowego i kostki powinien wynosić  $90^\circ$ . Stałe ostrze antropometru umieszczone jest pod piętą lewej stopy, a ruchome ostrze na przedniej powierzchni lewego uda.

Istotną cechą pomiaru wysokości kolanowej jest możliwość wykonania takiego badania u osób leżących lub chorych, jak w przypadku mózgowego porażenia dziecięcego [40], którym nie jest możliwe wykonanie pomiaru wysokości ciała stadiometrem lub antropometrem. Wyznaczona wysokość kolanowa umożliwia późniejsze oszacowanie wysokości ciała pacjenta na podstawie równania.



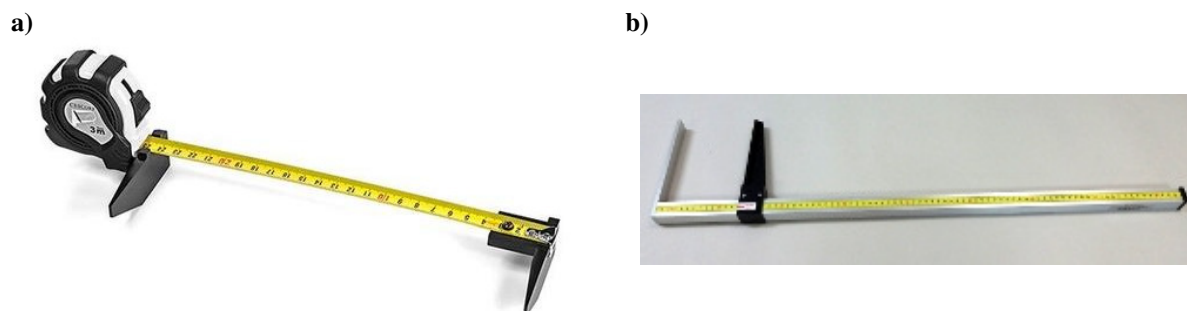
**Rys. 1.15 Wysokość kolanowa mierzona w pozycji a) siedzącej, b) leżącej [34]**

Formuła do przeliczania wysokości ciała wykorzystuje zmienne takie jak: wiek (age) i wysokość kolanowa (KH). Stałe współczynniki, występujące w równaniu, zależne są natomiast od populacji i płci pacjenta [41; 42]. Przykładowe formuły obliczeniowe, pozwalające na wyznaczenie wysokości ciała na podstawie wysokości kolanowej podaje tabela 1.1.

**Tabela 1.1 Równania do wyznaczenia wysokości ciała na podstawie wysokości kolanowej [43]**

Populacja	Równanie
Non-Hispanic white men (U.S.)	$78,31 + (1,94 \times KH) - (0,14 \times \text{age})$
Non-Hispanic black men (U.S.)	$79,69 + (1,85 \times KH) - (0,14 \times \text{age})$
Mexican-American men (U.S.)	$82,77 + (1,83 \times KH) - (0,16 \times \text{age})$
Non-Hispanic white women (U.S.)	$82,21 + (1,85 \times KH) - (0,21 \times \text{age})$
Non-Hispanic black women (U.S.)	$89,58 + (1,61 \times KH) - (0,17 \times \text{age})$
Mexican-American women (U.S.)	$84,25 + (1,82 \times KH) - (0,26 \times \text{age})$

Funkcję antropometru do wyznaczenia wysokości kolanowej można zastąpić samodzielnym przyrządem pomiarowym, którym jest suwmiarka do pomiaru długości kolanowej bądź segmometr (rys. 1.16).



**Rys. 1.16 Przyrządy do pomiaru wysokości kolanowej: a) segmometr [44], b) suwmiarka do pomiaru długości kolanowej [45]**

## 1.5 Pomiary długości podudzia

### 1.5.1 Wstęp do pomiarów długości podudzia

Podczas pomiaru wysokości ciała ludzkiego istotny jest wpływ pozycji przyjmowanej przez badanego pacjenta przy wykonywaniu pomiaru. W przypadku niemowląt i małych dzieci pomiar długości ciała wykonuje się w pozycji leżącej, natomiast dzieci starsze mierzone są w pozycji stojącej, a wykonywane badanie jest pomiarem wysokości ciała. Inny problem stanowi sama postawa ciała podczas pomiaru. Pomiary wykonywane w pozycji stojącej mogą się od siebie różnić, w zależności od tego, czy badanie przeprowadzane jest w pozycji wolnostojącej, pozycji jak podczas pomiaru stadiometrem, czy w pozycji przy ścianie [46].

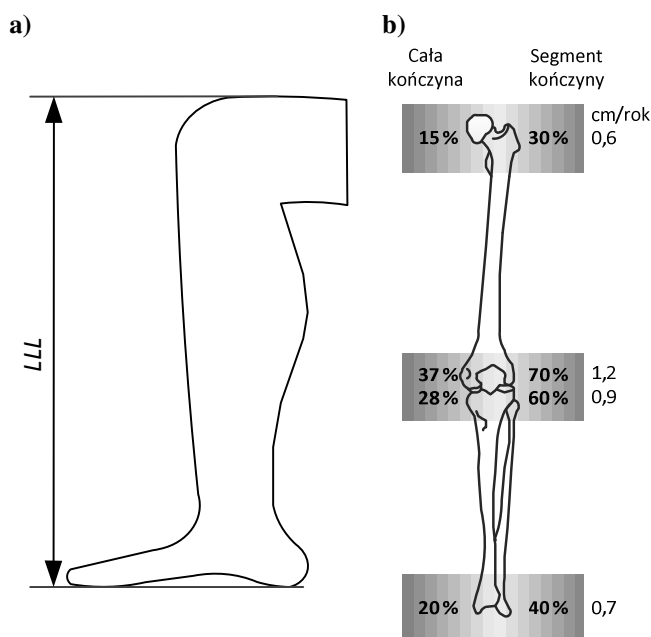
Ponadto, istotną cechą pomiaru wysokości ciała jest także fakt, iż wynik takiego badania zależy od pory dnia, w której jest on wykonywany. Wysokość ciała ulega bowiem „zmniejszeniu”, w ciągu dnia. Dzieje się tak na skutek odwodnienia krążków międzykręgowych, pod wpływem obciążenia kręgosłupa. Odwodnienie krążków przekłada się na zmniejszenie odległości między kręgami, a tym samym na zmianę wysokości ciała całego człowieka [47]. Dodatkowo, w zależności, czy postawa ciała jest siedząca, leżąca, czy stojąca kręgosłup obciążony jest w inny sposób, co w różnym stopniu intensyfikuje stopień odwodnienia krążków międzykręgowych [48].

Metody pomiaru wysokości lub długości ciała, charakteryzuje zatem rozrzut wyników pomiaru zależący od wielu zmiennych czynników oddziałujących na wynik. Pomiary wysokości lub długości ciała małych dzieci, przy użyciu dostępnych narzędzi pomiarowych, wykonywane są z interwałem około 6-12 miesięcy. Fakt ten ogranicza możliwość stosowania metod pomiaru wysokości lub długości ciała pacjenta w przypadkach, kiedy konieczny jest pomiar z krótszym interwałem czasowym, czyli kiedy wymagana jest obserwacja mniejszych zmian.

Z tego też powodu, w badaniach naukowych, do monitorowania procesu wzrastania, opracowano metodę z użyciem przyrządów zwanych knemometrami. Pojęcie **knemoemtr** pochodzi od greckiego  $\eta\ \kappa\upsilon\eta\mu\eta$  – podudzie [49; 50]. Pomiary knemometrem polegają na pomiarze długości podudzia *LLL* (*lower leg length*), czyli odcinka od powierzchni kolana do powierzchni stopy siedzącego dziecka (rys. 1.17 a) [49].

O wyborze tego odcinka kończyny zdecydował fakt, iż zawiera on kość długą (piszczelową) stanowiącą 48 % długości całej kończyny, charakteryzującą się zawsze

dodatnim przyrostem [1]. Na rys. 1.17 b) zaprezentowano udział poszczególnych chrząstek wzrostowych we wzroście całej kończyny dolnej.



Rys. 1.17 a) Długość podudzia, b) chrząstki wzrostowe stawu kolanowego [1]

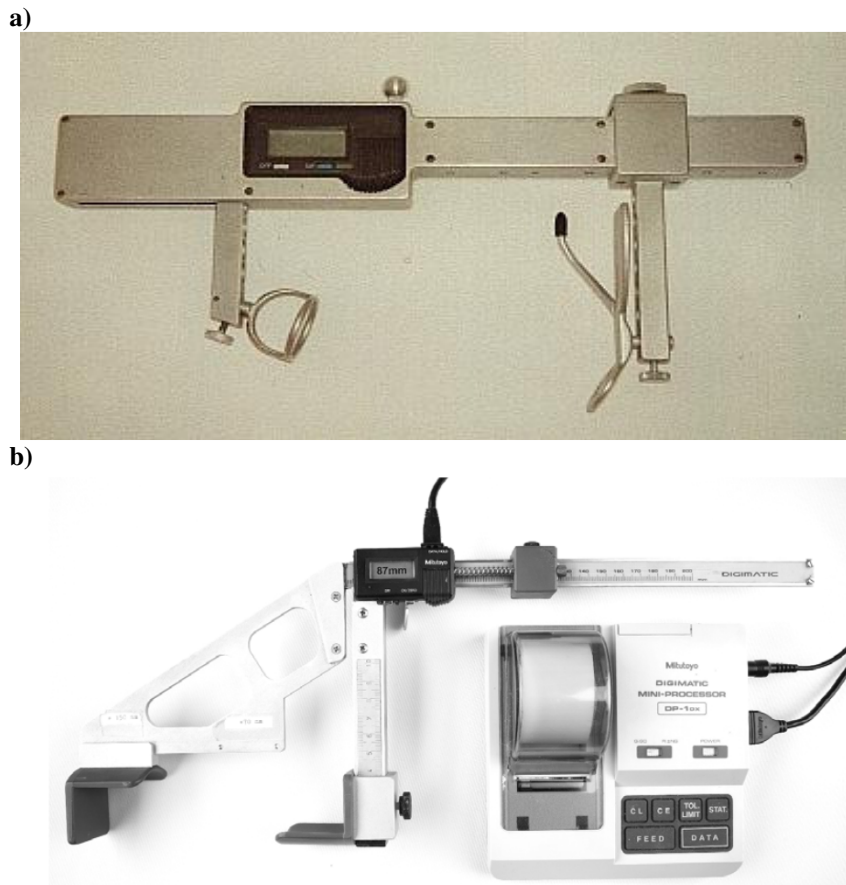
Ponadto, stosunkowo niewielką część tego odcinka stanowi tkanka miękka np. w porównaniu do kości udowej. Zmiany zachodzące w obszarze tkanki miękkiej mogą być zarówno dodatnie jak i ujemne – obejmując tkankę tłuszczową, mięśniową i skórną [11]. Związane są one z aktywnością fizyczną dziecka w ciągu dnia, wahaniami masy ciała, zmianami trybu dziennego pacjenta [51]. Nie mniej jednak dotyczą one wyłącznie tkanki miękkiej mierzonego podudzia. Ograniczony zostaje zatem zakres zmian, zachodzących w innych segmentach ciała, jak ma to miejsce w przypadku pomiaru wysokości.

Pomiar przyrostu kończyny, a w zasadzie jej fragmentu, jest wystarczający, by uzyskać informację całościową wymaganą do oceny prawidłowości procesu wzrastania [52; 53].

### 1.5.2 Mini – knemometry

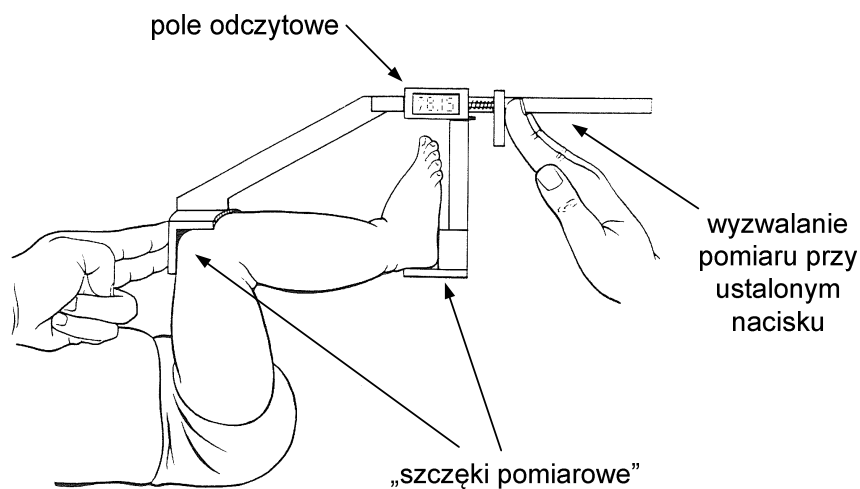
Do pomiaru długości podudzia niemowląt i małych dzieci stosowane są knemometry zwane mini – knemometrami (rys. 1.18).

Urządzenia te przypominają suwmiarkę wyposażoną w specjalne „szczęki pomiarowe”, między którymi umieszczana jest kończyna badanego dziecka. Przyrządy te różnią się indywidualnymi rozwiązaniami konstrukcyjnymi, przy spełnieniu tej samej idei pomiaru. Posiadają one odczyt cyfrowy, również z transmisją danych.



Rys. 1.18 a) Mini – knemometr Michael’a Hermanussen’a [54], b) mini-knemometr z rejestratorem [55]

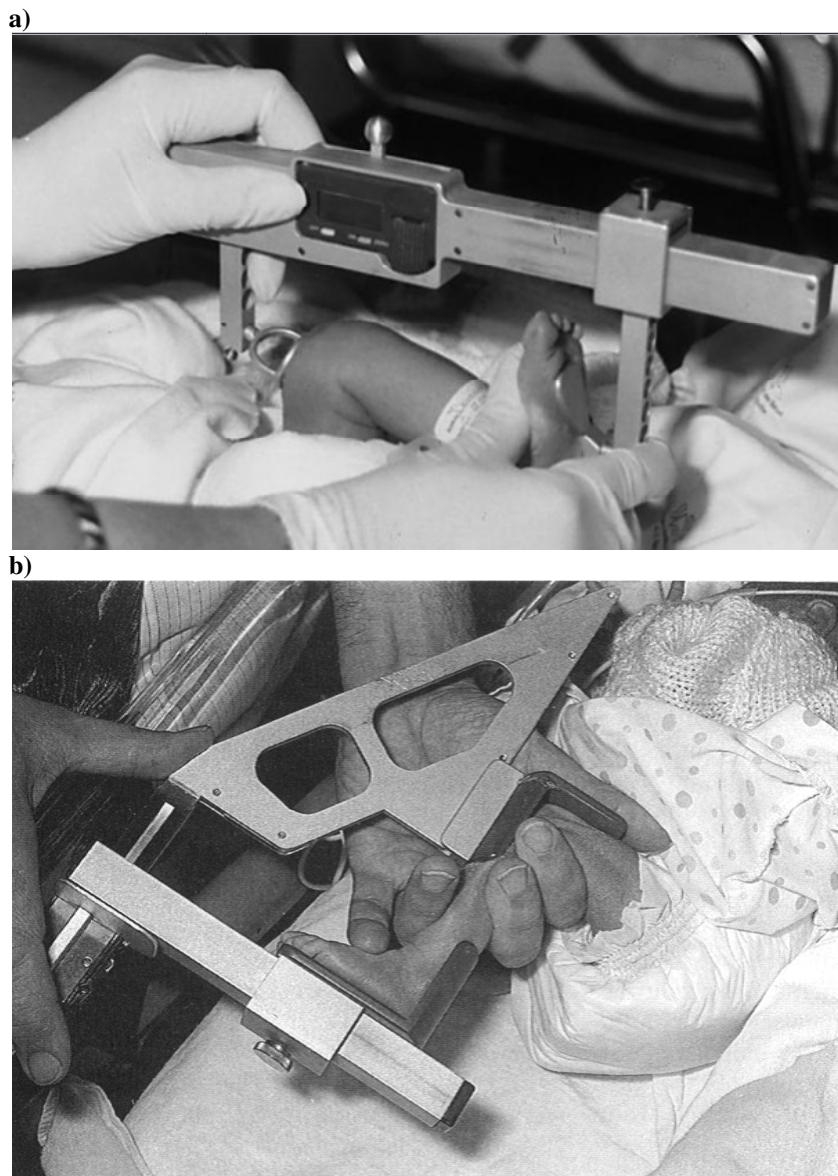
Podczas pomiaru długości podudzia z użyciem mini – knemometru dziecko znajduje się w pozycji leżącej z nóżkami zgiętymi w kolanach i biodrach pod kątem 90°. Nad kolanem i pod stopą dziecka umieszczane są specjalne „szczęki pomiarowe” przyrządu tak, by podudzie było ustawione równoległe do urządzenia. Podczas badania operator stabilizuje kolano dziecka, które styka się z ruchomą „szczęką” mini – knemometru. Docisk ruchomej „szczęki” urządzenia wyzwala pomiar, przy określonej wartości siły nacisku (rys. 1.19) [56; 57].



Rys. 1.19 Zasada pomiaru mini – knemometrem widok poglądowy (na podstawie [56])



Występujące w literaturze różne konstrukcje mini – knemometrów (rys. 1.20) charakteryzują się naciskiem pomiarowym 0,8 N i rozdzielczością pomiaru 10  $\mu\text{m}$  [56; 58]. Zakres pomiarowy mini – knemometrów używanych do pomiarów dzieci w wieku do trzeciego miesiąca życia wynosi 15 cm [53].



**Rys. 1.20** Realizacja praktyczna pomiaru mini – knemometrem a) [54] b) [57]

Grupy pacjentów biorących udział w badaniach, z użyciem tych narzędzi pomiarowych, tworzono zazwyczaj w oparciu o wiek ciąży, stan zdrowia, sposób odżywiania, leczenie farmakologiczne, zwłaszcza w przypadku pomiarów wykonywanych na oddziałach neonatologicznych [57; 59; 55]. Pomiary te wykonywano nawet z interwałem jednego dnia, co pozwalało na obserwację przyrostów długości podudzia na poziomie (0,4 – 0,5) mm dziennie [59; 57]. Pomiary niemowląt przeprowadzano o tej samej porze dnia, kiedy dzieci spały i były nakarmione.

Przed pomiarami wykonywanymi u dzieci starszych, czyli w wieku od roku do około trzech lat, dziecko siedziało przez 15-30 min. przed wykonaniem pomiaru, a badanie wykonywano o stałej porze dnia [58; 56].

Jak podaje literatura, jako wynik pomiaru przyjmowano najczęściej średnią z 5 pomiarów [59; 60; 58]. Błąd techniczny pomiaru zdefiniowano jako średnią wartość odchyłeń standardowych uzyskanych w wykonanych sesjach pomiarowych. W zależności od źródła literaturowego wynosi on 0,31 mm [57] lub 0,53 mm [60]. W niektórych placówkach badawczych przeprowadzano weryfikację mini – knemometrów przy użyciu wzorców imitujących kończynę. Uzyskano w ten sposób odchylenie standardowe o wartości 0,058 mm [57].

Porównywano także wartości otrzymanych błędów technicznych podczas pomiarów wykonywanych przez różnych operatorów, uzyskując nawet dwukrotnie większe wartości [53].

### **1.5.3 Knemometry**

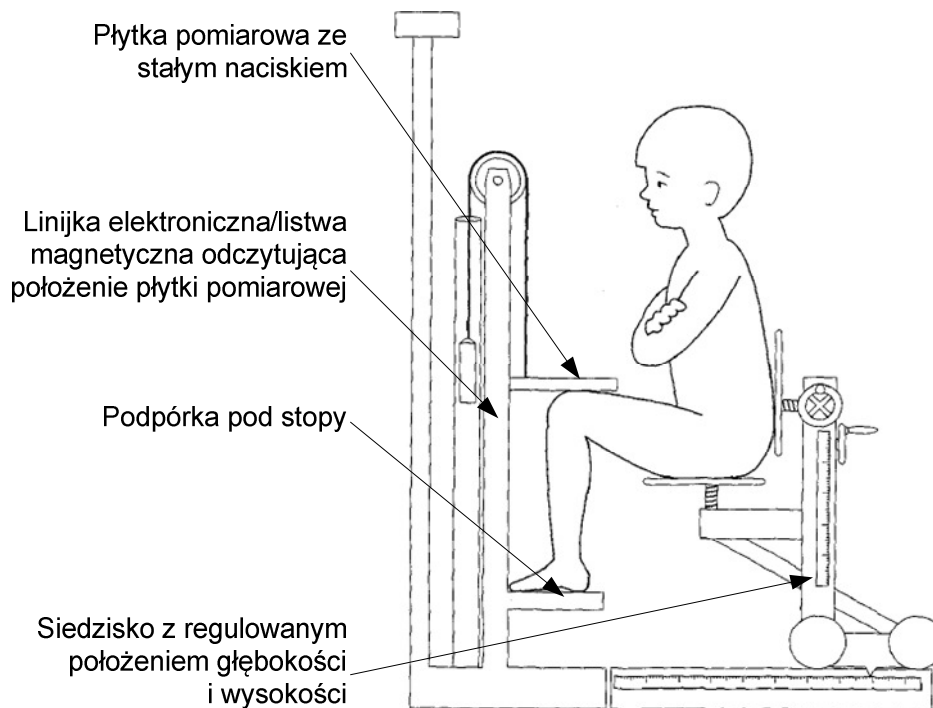
Do pomiaru długości podudzia dzieci starszych, czyli w wieku od około 5 lat, budowano knemometry o znacznie bardziej złożonej konstrukcji w porównaniu do mini – knemometrów [50].

Knemometr stanowi w istocie integralne stanowisko pomiarowe zawierające dwa główne moduły konstrukcyjne – pierwszy zawiera miejsce siedzenia dla badanego pacjenta, drugi natomiast system do pomiaru długości podudzia wraz z płytką pomiarową i podpórką pod stopy.

Na podstawie stanowiska zamontowane jest ruchome krzeselko. Posiada ono regulację wysokości i głębokości przy użyciu szyn lub rolek, w niektórych rozwiązaniach także regulację wysokości oparcia. Ustawienie niektórych parametrów siedziska może być płynne lub skokowe. Oprócz samej regulacji możliwy jest również odczyt ustawionych położenia tych elementów konstrukcji (rys. 1.21).

Płytką pomiarową, która opuszczana jest na powierzchnię kolana badanego dziecka, może się przemieszczać w pionie. Jest ona połączona z systemem pomiarowym stanowiska, linijką elektroniczną lub listwą magnetyczną, w zależności od rozwiązania, która umożliwia odczyt aktualnego położenia płytki. Płytką pomiarową wraz z dołączonymi do niej elementami konstrukcji stanowiska, jest balansowana przez zamontowaną przeciwwagę. Konstrukcja stanowiska zapewnia opadanie płytki pomiarowej ze stałym naciskiem 2 N.

Stopy dziecka ustawiane są na podpórce, która umożliwia także przymocowanie arkuszy z koordynatami stóp [11; 50; 52; 61; 62].



**Rys. 1.21 Knemometr – budowa (na podstawie [61])**

Podczas przeprowadzania badania dziecko ma boscie stopy i odsłonięte kolana, najczęściej jest ubrane w bieliznę lub krótkie spodenki. Przed przystąpieniem do pierwszego badania dziecko przyjmuje swobodną pozycję siedzącą na krzeselku. Kręgosłup jest ustawiony centralnie względem podparcia siedziska. Następnie ustalana jest wysokość krzeselka, tak by uzyskać kąt pomiędzy udem a podudziem mniejszy niż  $90^\circ$ . Ustawiany kąt między udem a podudziem ma zapewnić, by tkanki miękkie kolana, powyżej nasady kości udowej, stanowiły najwyższy punkt mierzonego odcinka kończyny dolnej. Następnie dobierana jest taka głębokość siedziska, by podudzie było prostopadłe do podpórki pod stopy. Położenie stóp i położenie kończyn w stawie skokowym na podpórce jest zapisywane przez wykonanie obrysów. Wszystkie ustawienia stanowiska dla badanego pacjenta są notowane. Czas przygotowania stanowiska do badania wynosi około 15 min. [11; 50; 62].

Przed przystąpieniem do pomiaru odtwarzane są zanotowane dla danego dziecka ustawienia stanowiska, a stopy umieszczane na podpórce, według wykonanych koordynat. Podczas badania dziecko przyjmuje swobodną pozycję siedzącą na krzeselku z rękami skrzyżowanymi na klatce piersiowej (rys. 1.22). Powierzchnia kolana jest wygładzana za pomocą talku. Po przygotowaniu stanowiska i pozycji dziecka, ze stałym naciskiem opuszczana jest płytka pomiarowa na powierzchnię kolana. Następnie wykonywany jest ruch

siedziska przód – tył, w celu znalezienia największego wskazania. Następnie operator symuluje ruch kończyną w poziomie i pionie poprzez delikatnie dociskanie uda do uzyskania maksymalnego wskazania, które jest rejestrowane jako wynik pomiaru. Jest to odległość między powierzchnią stopy a najwyżej położonym punktem na powierzchni kolana. W trakcie eksperymentu dziecko pozostaje nieruchome, w pozycji z rękami skrzyżowanymi na klatce piersiowej.



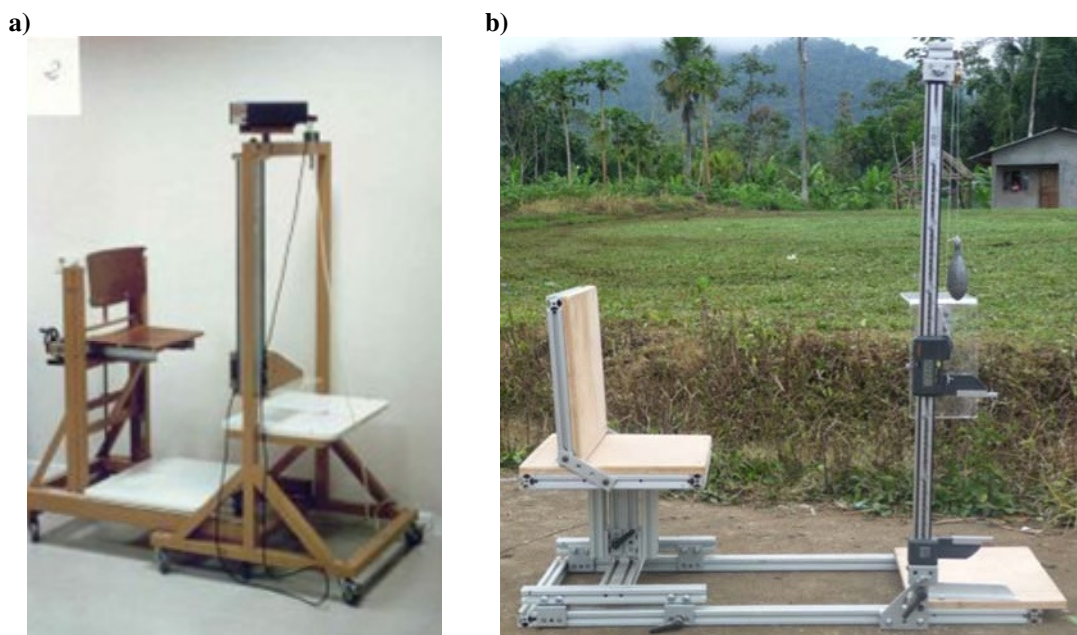
**Rys. 1.22 Pomiar knemometrem [50]**

Budowa knemometrów umożliwia pomiar zarówno prawej jak i lewej kończyny, choć jak podaje literatura, głównie wykonywano pomiar prawego podudzia. Rzadko decydowano się na pomiar dwóch kończyn, ze względu na uciążliwość badania [11].

Dotychczas budowane knemometry są głównie stanowiskami stacjonarnymi używanymi w warunkach klinicznych (rys. 1.23 a). Zbudowano także knemometr przenośny, o wadze około 6 kg, przeznaczony do łatwego transportu, jak pokazano rys. 1.23 b), stosowany przez antropologów [63].

Podczas badań wykonywanych z użyciem knemometrów, w trakcie jednego dnia pomiarowego, długość podudzia badanego dziecka mierzono kilkakrotnie – 4-6 pomiarów w serii [11; 51]. Niekiedy pomiary powtarzano przez dwóch obserwatorów [52]. Pierwszy pomiar lub skrajne wartości odrzucano w dalszej analizie wyników. Między pomiarami dziecko opuszczało stanowisko i robiło kilka kroków. Kilkukrotny pomiar jednego dziecka zajmował operatorowi około 15 min.

Pomiary z użyciem knemometrów wykonywano po południu o tej samej porze dnia. Przyjmowany interwał czasowy, w realizowanych doświadczeniach, wynosił zazwyczaj jeden tydzień [11; 50; 52].



Rys. 1.23 Knemometr – rozwiązania praktyczne: a) laboratoryjny [54], b) mobilny [63]

Warto zaznaczyć, iż szacunkowa wartość tygodniowego wzrostu podudzia jest na poziomie 0,5 mm. Przykładowe wartości zaobserwowanych tygodniowych wartości przyrostów długości podudzia dzieci w Europie wynosiły 0,34 mm dla dziewcząt i 0,42 mm dla chłopców [11], według innego źródła 0,4 mm [50] i 0,47 mm dla dzieci mierzonych w Ekwadorze [63].

Dokładność wykonywanych pomiarów knemometrycznych określana jest przez autorów prac pojęciem *technical error*. W wielu opracowaniach podano, iż wartość ta jest przyjmowana, bez prowadzenia oddzielnych analiz metrologicznych także dla nowo budowanych stanowisk pomiarowych, jedynie na podstawie danych literaturowych [50; 64; 65]. Wartość błędu *technical error*, w zależności od źródła, znajduje się w przedziale (0,07 – 0,16) mm [50; 64; 65; 66]. W niektórych publikacjach można znaleźć przybliżoną informację dotyczącą sposobu wyznaczenia wartości takiego błędu. W tym celu wyznaczano odchylenia standardowe z serii 4-6 niezależnych pomiarów długości podudzia jednego dziecka, wykonanych w jednym dniu pomiarowym. W kolejnym kroku określano wartość średnią i medianę wyznaczonych odchyleń standardowych. Uzyskaną wartość mediany równą 0,186 mm rozkładu traktowano jako błąd standardowy [11]. W tym samym opracowaniu występuje także pojęcie błędu technicznego knemometru  $s_e$  opisanego równaniem [11]:

$$s_e = \sqrt{\frac{\sum_{i_H}^{n_H} d^2}{n_H}}, \quad (1.1)$$

gdzie:  $d$  oznacza różnicę pomiędzy wartością pomiarów tego samego dziecka wykonanych przez dwóch mierzących, a  $n_H$  – liczbę analizowanych różnic. Według innego źródła określona dla *technical error* wartość 0,16 mm odpowiadała wartości odchylenia standardowego odchyłeń standardowych, uzyskanych w całym eksperymencie [51].

Na uwagę zasługuje fakt, iż parametry metrologiczne, które mają wpływ na dokładność tak realizowanych pomiarów związane są z wieloma czynnikami oddziaływanymi na proces pomiarowy. Pierwszym z nich jest sam obiekt badania, czyli dziecko, z którym związane są błędy pozycjonowania, wynikające z ograniczonych możliwości zapewnienia powtarzalnej pozycji dziecka na stanowisku. Kolejnym czynnikiem są odkształcenia tkanki miękkiej występujące pod wpływem kontaktu powierzchni kolana z płytką pomiarową. Ze względu na czas realizacji badania nie bez znaczenia może być również zmienność pozycji dziecka w trakcie pomiaru. Ponadto, pod uwagę należy wziąć także błąd stanowiska pomiarowego (knemometru) związany z zastosowanym liniałem pomiarowym, błąd konstrukcji, czy tor przetwarzania sygnału pomiarowego. Czas realizacji pomiaru ogranicza także liczbę wykonywanych pomiarów w serii.

### **1.6 Badania właściwości mechanicznych tkanki miękkiej**

Głównym założeniem, w metodzie knemometrycznej, opisaney w literaturze, było zapewnienie stałego nacisku powierzchni pomiarowej płytki w kontakcie z kończyną dziecka [11; 67; 50]. Naciski te przyjmowały różne wartości, w zależności od powstałych rozwiązań konstrukcyjnych, a ich utrzymanie na stałym poziomie miało na celu ograniczenie wpływu ugięcia tkanki miękkiej w przeprowadzonym badaniu, a także zachowanie powtarzalności zmian, zachodzących w tkance miękkiej, podczas pomiarów wykonywanych w kolejnych terminach.

Tkanka miękka stanowiąca główne źródło niepewności pomiaru podczas wyznaczania długości podudzia w pomiarach stykowych, to w istocie: skóra, tkanka łączna, tkanka tłuszczowa, nerwy, naczynia krwionośne i ścięgna. Jest to zatem złożenie kilku różnych tkanek, o zmiennych właściwościach, zarówno w odniesieniu do konkretnego dziecka jak i jego stanu zdrowia. Przeprowadzono przegląd literatury mający na celu ustalenie wartości parametrów materiałowych opisujących tkankę miękką, w celu określenia chociażby szacunkowego przedziału wartości, charakteryzujących właściwości tkanki miękkiej.

Badania właściwości tkanek ludzkich i określanie ich właściwości mechanicznych znajdują szerokie zastosowania w m.in. obszarach takich jak ortopedia, chirurgia plastyczna, stomatologia, a także dermatologia i kosmetologia. Ogólnie metody pomiaru właściwości tkanek można podzielić na metody *In vitro* oraz metody *In vivo* [68].

Metody *In vitro* wykonywane są głównie w celu ustalenia właściwości mechanicznych tkanki takich jak sprężystość i wytrzymałość, zależnych od struktury tkanki. W wielu przypadkach doświadczenia te polegają na testach wykonywanych z wykorzystaniem tradycyjnych maszyn wytrzymałościowych, stosowanych podczas badań materiałowych, w testach jednoosiowych [69]. Badania te mają charakter „badań jednokrotnych”, których wynik zależy zarówno od warunków przechowywania próbki, jej odwodnienia ale i miejsca jej pobrania i kierunku działania siły względem struktury tkanki. Świadczą o tym chociażby wyniki badań próbek badanych w różnym kierunku względem rozkładu linii Langerera. Tak na przykład, w przypadku działania siły rozciągającej wzdłuż linii Langerera, uzyskiwano wartości modułu Younga prawie dwukrotnie większe niż w przypadku siły działającej poprzecznie [69]. Wyniki tego rodzaju doświadczeń zależą również od szybkości odkształcania oraz parametrów zewnętrznych, takich jak wilgotność i temperatura. Fakt ten potwierdzają badania właściwości ścięgien. Wyznaczone doświadczalnie wartości modułu Younga dla ścięgien ludzkich przyjmują wartości z przedziału od  $56 \text{ N/mm}^2$  do  $151 \text{ N/mm}^2$  [70]. Różnica uzyskanych wartości, spowodowana była prawdopodobnie szybkością odkształcania oraz wpływem temperatury.

W przypadku badania próbek skóry uzyskiwano wartości wytrzymałości na rozciąganie, znajdujące się w przedziale od  $5 \text{ N/mm}^2$  do  $30 \text{ N/mm}^2$  oraz ustalono, iż wartość tego parametru maleje wraz z wiekiem. Umowny moduł Younga przyjmuje wartości w przedziale od  $15 \text{ N/mm}^2$  do  $150 \text{ N/mm}^2$  [68]. Dodatkowo, przy małych szybkościach odkształcania zaobserwowano histerezę zachowania tkanki, która obrazuje właściwości związane z przyczepnością skóry oraz absorpcję energii w procesie odkształcania. Właściwości te wynikają z zawartości kolagenu w skórze, którego poziom zależy od wieku oraz determinuje obniżenie elastyczności skóry z upływem lat. Należy również dodać, iż właściwości wiskoelastyczne tkanki zależne są nie tylko od zawartości kolagenu, ale wynikają także z zawartej w niej wody, krwi i limfy.

Do badań ludzkiej skóry stosowana jest również spektroskopia Ramana, wykorzystywana w celu określenia kierunku ułożenia włókien kolagenowych. Wyniki tych badań są zbieżne z rezultatami uzyskanymi metodami mechanicznymi i potwierdzają też nieliniowość charakterystyk naprężeniowo – odkształceniowych ludzkiej skóry [69].

Do metod badań *In vivo* możemy zaliczyć metody statyczne i dynamiczne. W przypadku badań statycznych tkanka poddawana jest działaniom sygnału pomiarowego, którego skutek oddziaływania stanowi wynik badania. W przypadku badań dynamicznych, tkanka jest poddawana działaniom cyklicznym, a uzyskiwane rezultaty są monitorowane i analizowane.

Do podstawowych i najprostszych metod *In vivo* należy badanie z zastosowaniem ekstensometru, służącego do pomiarów odkształceń wzdłużnych tkanki [71]. W statycznych badaniach nieinwazyjnych skóry wykorzystywane są również twistometry, służące do pomiaru właściwości biomechanicznych skóry. Za pomocą urządzenia dokonuje się skręcanie skóry, a następnie mierzona jest jej odporność na skręcanie. Do grupy badań *In vivo* zaliczamy też eksperymenty wykonywane z użyciem lewarometrów służących do pomiaru zmian zachodzących w skórze, głównie w celu określenia zmian związanych ze starzeniem się skóry. Za pomocą cutometrów powierzchnia skóry odkształcana jest mechanicznie, poprzez działające na nią podciśnienie. Odkształcenie skóry mierzone jest natomiast optycznie w celu określenia jej jędrności i elastyczności. Ballistometry umożliwiają z kolei ocenę elastyczności i lepkości skóry, dlatego też stosowane są do monitorowania skuteczności aplikowanych kosmetyków, obrzęków czy leczonych blizn [68; 72].

Można zauważyć, iż mimo szeroko rozwiniętych badań właściwości tkanek miękkich, metody *In vivo* stosowane są głównie w celach kosmetycznych i medycznych. Cechą tych metod jest niewielka powierzchnia pomiarowa, zazwyczaj na poziomie kilku lub kilkunastu milimetrów kwadratowych oraz bardzo mały nacisk. Ponadto, ich stosowanie ogranicza się jedynie do badań samej skóry, nie obejmujących tkanek podskórnych, których właściwości istotnie wpływają na wyniki realizowanych prac.

Ze względu na istotny wpływ innych czynników zewnętrznych (otoczenia badanej tkanki) takich jak poziom nawodnienia, wpływy temperatury i sąsiadujących struktur oraz przepływ krwi, wyniki uzyskiwane metodą *In vitro* nie mogą być w prosty sposób przenoszone i porównywane z wynikami uzyskanymi metodami *In vivo* [68].

### **1.7 Podsumowanie istniejącego stanu wiedzy**

Pomiary wysokości lub długości dzieci oraz obserwacja wzrastania w czasie są jednym z podstawowych narzędzi badania przedmiotowego w pediatrii, pozwalających na ocenę prawidłowego przebiegu procesu rozwoju i dojrzewania oraz identyfikację czynników zaburzających. Podczas monitorowania procesu wzrastania, w sytuacjach klinicznych, w których przy prowadzonej terapii istnieje ryzyko spowolnienia tempa wzrostu pacjenta,



pożądany jest pomiar wysokości lub długości ciała dzieci z interwałem kilkutygodniowym. Ma to na celu ocenę odpowiedzi na leczenie oraz wpływu leczenia na dynamikę wzrostu.

Przeгляд czynników mających wpływ na proces wzrastania wskazuje te obszary medycyny, gdzie pomocnym byłoby narzędzie umożliwiające monitorowanie procesu wzrastania, z interwałem krótszym, niż umożliwiają to dostępne powszechnie przyrządy pomiarowe, takie jak stadiometry czy antropometry. Ograniczenie użycia tych narzędzi spowodowane jest ich małą dokładnością pomiaru. Ponadto, wynik pomiaru wysokości ciała pacjenta zależy od zjawisk zachodzących w jego ciele w ciągu dnia. Pozycja, przyjmowana podczas pomiaru jest kolejną wielkością wpływającą na uzyskiwany rezultat. Różnice występują także we wskazaniach uzyskiwanych przez różnych operatorów, gdyż pomiar ten charakteryzuje pewien element subiektywności. Dodatkowo wynik pomiaru może się też różnić na poziomie 0,5 cm, w zależności od rodzaju zastosowanego stadiometru [73].

W przypadku stosowania metod optycznych, do pomiaru geometrii ciała ludzkiego, pojawia się możliwość wyeliminowania z budżetu niepewności pomiaru składnika związanego z ugięciem tkanki miękkiej. W metodach statycznych, wykorzystujących stereografię rastrową, czy podczas stosowania skanerów 3D występuje jednak konieczność zachowania nieruchomej pozycji podczas badania. Fakt ten stanowi istotne ograniczenie przy pomiarze dzieci. W metodach optycznych, w których stosowane są markery nanoszone na ciało pacjenta, pod uwagę należy wziąć z kolei subiektywność operatora nanoszącego znaczniki. Systemy optyczne, oparte na metodach dynamicznych, stosowane do analizy ciała pacjenta będącego w ruchu, charakteryzuje natomiast rozdzielczość przestrzenna na poziomie 1 mm.

Doświadczenia lekarzy i antropologów wskazują, iż pomiar długości podudzia dziecka jest wystarczający do oceny prawidłowości procesu wzrastania. Przeprowadzone do tej pory badania potwierdzają, iż możliwe do zaobserwowania są tygodniowe przyrosty długości podudzia dzieci starszych, a nawet jednodniowe niemowląt.

Wykonane dotychczas eksperymenty, z użyciem stanowisk pomiarowych, przeznaczonych do pomiaru długości podudzia, zwanych knemometrami, miały głównie charakter kliniczny, a konstruowane knemometry nie stały się popularnym narzędziem gabinetów lekarskich, gdyż są to w większości przypadków duże, niemobilne stanowiska. Nie mniej jednak uzyskiwane rezultaty stanowiły cenne źródło informacji medycznej, a sama metoda oceniana jest jako wystarczająco czuła.

Brak popularyzacji metody knemometrycznej spowodowany jest głównie czasochłonnością przygotowania stanowiska do pomiaru oraz samego procesu pomiarowego. Ponadto, badanie takie wymaga dużego zaangażowania zarówno operatora, mierzonego dziecka i często także jego rodzica. Pomiar wykonywany knemometrem nie jest łatwym zadaniem metrologicznym, operatorzy szkolili się przed wykonywaniem badań, a ich doświadczenie znajdowało również odzwierciedlenie w uzyskiwanych wynikach pomiaru.

Ze względu na fakt, iż pomiarami knemometrycznymi zajmowali się głównie lekarze i antropolodzy, aspekty metrologiczne realizowanych pomiarów, miały w prowadzonych pracach, znaczenie drugoplanowe.

Pomiar fragmentu kończyny jest w istocie pomiarem geometrycznym, stąd istnieje potrzeba zajęcia się niniejszym tematem od strony metrologicznej. Ważnym aspektem są również właściwości tkanki miękkiej, będącej źródłem niepewności pomiaru w przypadku badań kontaktowych, trudnych do skompensowania z powodu ich charakteru zmian.

Ze względu na potencjalnie szerokie możliwości zastosowań pomiaru długości podudzia z krótkim interwałem czasowym, uznano za konieczne opracowanie nowej metody umożliwiającej łatwy, szybki i dokładny pomiar.

## **1.8 Cel i teza pracy**

### **1.8.1 Cel pracy**

Mając na uwadze potrzeby w zakresie monitorowania procesu wzrastania dzieci w krótkim interwale czasowym określono 1 główny cel i 6 szczegółowych zadań.

Celem pracy jest opracowanie metody pomiaru wzrostu dzieci w krótkich (jednotygodniowych) interwałach czasowych, na podstawie pomiaru długości podudzia. Nowa metoda powinna umożliwić szybki pomiar, bez unieruchamiania pozycji dziecka, odniesiony do warunków pomiarów bezstykowych, tzn. z kompensacją potencjalnych ugięć tkanki miękkiej kończyny dziecka. Metoda dedykowana jest dla dzieci starszych, za które uważa się dzieci stojące stabilnie i współpracujące, czyli w wieku od około 5 lat.

Zadania konieczne do zrealizowania powyższych celów to:

- opracowanie koncepcji metody, spełniającej opisane wymagania;
- zbudowanie prototypu stanowiska pomiarowego realizującego tę metodę;
- weryfikacja idei metody pomiaru poprzez wykonanie badania z interwałem jednotygodniowym dla jednego dziecka;

- weryfikacja doświadczalna metody pomiaru poprzez wykonanie badania z interwałem jednotygodniowym dla grupy dzieci;
- identyfikacja źródeł niepewności pomiaru i pochodzących od nich wielkości wejściowych, oszacowanie złożonej niepewności standardowej oraz niepewności rozszerzonej;
- identyfikacja czynników mogących mieć potencjalny wpływ na wyniki pomiarów i ocena czułości metody na ich oddziaływanie.

### 1.8.2 Teza pracy

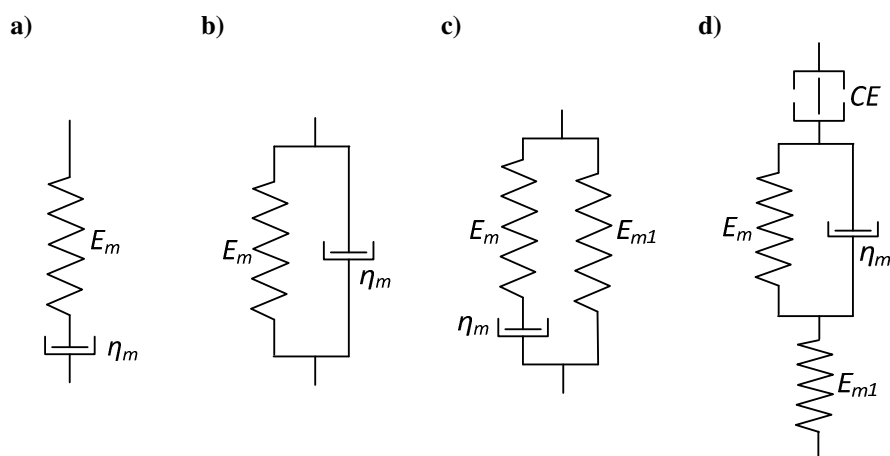
Na podstawie określonego celu pracy oraz szczegółowych zadań do wykonania sformułowano jedną zasadniczą tezę pracy.

Możliwe jest opracowanie nowej metody pomiaru wzrostu dzieci w krótkich (jednotygodniowych) interwałach czasowych, umożliwiającej szybki pomiar, bez unieruchamiania pozycji dziecka, odniesiony do warunków pomiarów bezstykowych.

## 2. Uproszczony model mechaniczny tkanki miękkiej

Tkanka miękka jest strukturą silnie nawodnioną, której głównym składnikiem są kolagen oraz elastyna, a do jej modelowania można posłużyć się wybranym modelem mechanicznym.

Przyjmując oznaczenie  $E_m$  dla modułu Younga i oznaczenie  $k_m$  dla współczynnika sprężystości, oraz  $\eta_m$  dla tłumika występującego w modelu tkanki miękkiej, można rozpatrzyć kilka wariantów znanych modeli (rys. 2.1) [74; 75].



Rys. 2.1 Modele do opisu tkanki miękkiej: a) Maxwella, b) Kelvina-Voigta, c) Zenera, d) Hilla [74; 75; 76]

Jednym z nich jest model Maxwella, w którym element sprężysty  $E_m$  oraz tłumik  $\eta_m$ , połączone są szeregowo. W takim połączeniu naprężenie obu elementów jest jednakowe ( $\sigma_1 = \sigma_2$ , gdzie  $\sigma_1$  – naprężenia występujące w elemencie sprężystym,  $\sigma_2$  – naprężenia występujące w tłumiku), natomiast całkowite odkształcenie  $\varepsilon$  jest sumą odkształceń elementu sprężystego  $\varepsilon_1$  i tłumika  $\varepsilon_2$ .

Dla modelu Kelvina-Voigta mamy do czynienia z przypadkiem, kiedy element sprężysty  $E_m$  połączony jest równolegle z tłumikiem  $\eta_m$ . W układzie tym odkształcenia w elemencie sprężystym  $\varepsilon_1$  i tłumiku  $\varepsilon_2$  są jednakowe ( $\varepsilon_1 = \varepsilon_2$ ) natomiast naprężenia obu elementów sumują się:

$$\sigma = \sigma_1 + \sigma_2. \quad (2.1)$$

Innym modelem jest model Zenera, stanowiący równoległe połączenie modelu Maxwella z dodatkowym elementem sprężystym  $E_{m1}$ . W opisie zjawisk zachodzących w mięśniach stosowany jest też tzw. model Hilla, który oprócz szeregowego połączenia modelu Kelvina-Voigta z elementem sprężystym  $E_{m1}$  posiada dodatkowy element  $CE$  opisujący kurczenie się mięśni.

Ze względu na fakt, iż model Kelvina-Voigta stanowi dobre odwzorowanie zachowań włókien kolagenowych, decydujących o właściwościach sprężystych tkanki [69; 77] oraz jest jednym z najprostszych modeli, został on wybrany jako wyjściowy do dalszych rozważań i analizy.

W przypadku modelu Kelvina-Voigta, całkowite naprężenie występujące w tkance z zależności (2.1) może być przedstawione jako:

$$\sigma = E_m \cdot \varepsilon + \eta_m \cdot \dot{\varepsilon}, \quad (2.2)$$

gdzie:

$\varepsilon$  – odkształcenie występujące w układzie.

Po rozwiązaniu równania różniczkowego otrzymujemy równanie, będące funkcją czasu  $t$ , gdzie  $\sigma_0$  oznacza chwilowe stałe naprężenie:

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{E_m} \left( 1 - e^{-\frac{E_m t}{\eta_m}} \right). \quad (2.3)$$

Przekształcając równanie (2.2) na funkcję siły  $F$  i długości  $L$  otrzymujemy równanie w postaci:

$$\frac{F_0}{A} = \frac{k_m L}{A} \cdot \frac{\delta L_m}{L_m} + \eta_m \frac{\delta \dot{L}_m}{L_m}, \quad (2.4)$$

gdzie:

- $F_0$  – stała siła oddziaływująca na tkankę miękką,
- $k_m$  – współczynnik sprężystości reprezentująca właściwości sprężyste tkanki miękkiej (element sprężysty modelu Kelvina-Voigta),
- $A$  – powierzchnia poddawana działaniu siły,
- $L_m$  – długość tkanki poddawana działaniu siły,
- $\delta L_m$  – zmiana długości pod wpływem działania siły.

Po rozwiązaniu równania (2.4) otrzymujemy funkcję:

$$\delta L_m(t) = \frac{F_0}{k_m} \left( 1 - e^{-\frac{L_m \cdot k_m}{A \cdot \eta_m} t} \right). \quad (2.5)$$

Model ten z uwzględnieniem elementów sprężystych stanowiska pomiarowego i badanego dziecka może zostać zastosowany do opisu danych pomiarowych.

### **3. Podjęte próby pomiaru wzrostu dzieci w krótkich interwałach czasowych z zastosowaniem znanych narzędzi pomiarowych**

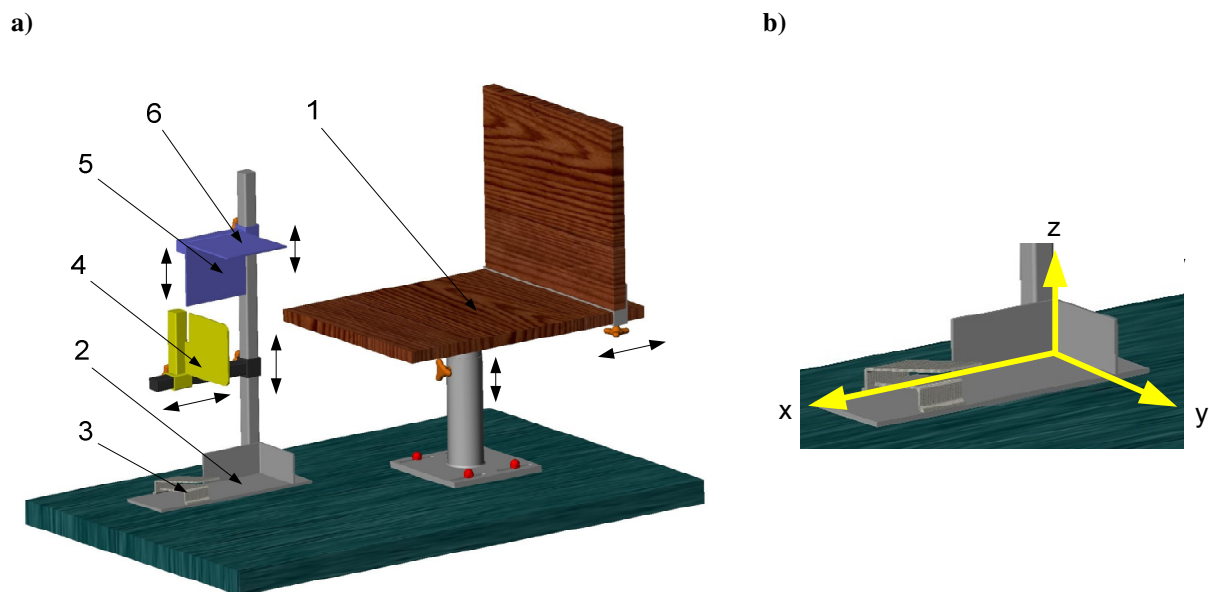
W pierwszej fazie badań, nad nową metodą pomiaru wzrostu dzieci, przeprowadzono szereg eksperymentów, które ukazały specyfikę takiego badania. Jest to zagadnienie szczególnie ważne, gdyż wiek dziecka, jego temperament, możliwości koncentracji, samopoczucie – stanowią bardzo istotne czynniki i choć niemetrologiczne, to niekiedy decydujące o wykonalności tego rodzaju pomiarów.

Ten etap pracy umożliwił też identyfikację problemów ograniczających stosowanie teoretycznie poprawnych rozwiązań. W dalszej części rozdziału zaprezentowano analizowane rozwiązania i wykonane próby badawcze.

#### **3.1 Zastosowanie współrzędnościowego ramienia pomiarowego i wysokościomierza do pomiaru wzrostu dzieci**

Celem pierwszego etapu pracy była weryfikacja możliwości zastosowania dostępnych przemysłowych narzędzi pomiarowych, takich jak ramię pomiarowe i wysokościomierz, do realizacji zadania pomiarowego, którym jest wyznaczenie długości podudzia dziecka.

Eksperymenty pomiaru długości podudzia przeprowadzono z użyciem specjalnie skonstruowanego stanowiska, przedstawionego na rys. 3.1 a). Przedstawione stanowisko zostało tak zaprojektowane, aby zapewnić powtarzalne warunki pomiarów, realizowanych w kolejnych tygodniach. Przyrost długości podudzia wyznaczano za pomocą ramienia pomiarowego. Pozycję dziecka na stanowisku ustalano przez zmianę położenia krzeselka (1), które posiadało regulowaną wysokość i głębokość siedziska. Takie rozwiązanie miało zapewnić dziecku wygodną pozycję oraz właściwe usytuowanie uda względem podudzia. Prawą stopę dziecka umieszczano na płytce (2), której boczne ścianki ustalały pozycję stawu skokowego. Dodatkowo, położenie prawej stopy unieruchamiano paskiem mocującym (3). Ustawienie kąta prostego między powierzchnią uda a podudziem, realizowano za pomocą płytki (4) wspierającej kość piszczelową. Płytkę (4) posiadała regulację położenia zarówno wysokości jak i głębokości, co ograniczało możliwe zmiany kąta pomiędzy udem a podudziem. Ruchoma płytkę (5), którą ustawiono na wysokości kolana, zapewniała dodatkowe podparcie kończyny i ograniczenie odchylenia stawu kolanowego. Zakresy regulacyjne elementów ruchomych stanowiska – krzeselka oraz płytek (4), (5), (6), dobrano stosownie do wymiarów geometrycznych badanego dziecka.



**Rys. 3.1 Stanowisko do pomiaru długości podudzia za pomocą przemysłowych narzędzi pomiarowych: a) schemat stanowiska, b) przyjęty układ współrzędnych**

Z elementami konstrukcji związane z układem współrzędnych, jak na rys. 3.1 b), z którym powiązano współrzędne punktów, wyznaczanych ramieniem pomiarowym.

W porównaniu do knemometrów, opisywanych w literaturze, w przygotowanym stanowisku zastosowano kilka dodatkowych elementów, wspomagających uzyskanie powtarzalnej pozycji dziecka. Płytkę (2) (rys. 3.1 a), na której spoczywa stopa dziecka

posiada ścianki ustalające pozycję stopy. Ponadto zastosowano dwa dodatkowe elementy pozycjonujące, które nie występowały w opisywanych w literaturze knemometrach – płytkę (4) ustalającą kąt pomiędzy udem a podudziem. Regulacja tego kąta, w typowych knemometrach odbywała się przez zmianę głębokości położenia krzeselka. W zastosowanym rozwiązaniu ustawienie kąta między udem a podudziem realizowane jest w poprzez ustawienie samej kończyny bez zmiany położenia całego ciała. Dodatkowo zastosowano także płytkę (5) (rys. 3.1 a), ograniczającą odchylenie kończyny w stawie skokowym. W typowych zastosowaniach knemometru, położenie stawu skokowego ustalano tylko z wykorzystaniem wykonanych, przed pierwszym badaniem, obrysów stóp.

Do badania zastosowano 7-osiove ramię pomiarowe MetrisNicon MCA II wyposażone w głowicę stykową sztywną z trzpieniem pomiarowym zakończanym końcówką o średnicy  $\phi = 6$  mm. Powtarzalność pomiaru punktu ramienia pomiarowego, jak podaje specyfikacja producenta, wynosi  $\pm 28$   $\mu\text{m}$  (wg normy ASME B89.4.22, Single Point Articulation Test) [78].

Użyty wysokościomierz to TRIMOS TVM 600. W związku z niespełnieniem warunków pomiarowych przy stosowaniu wysokościomierza, w budżecie niepewności uwzględniono trzykrotną wartość największego dopuszczalnego błędu pomiaru, czyli  $\pm 240$   $\mu\text{m}$ , która odpowiada wartości dopuszczalnej, podczas oceny zgodności ze specyfikacją [79].

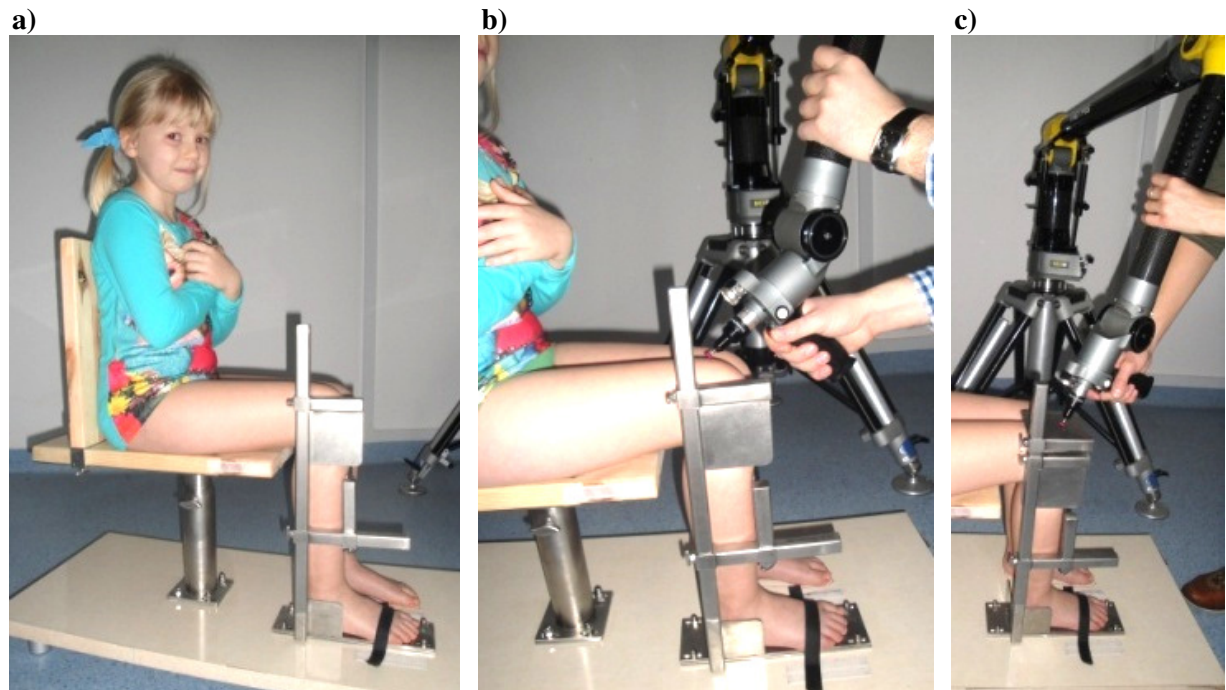
### **Sposób przeprowadzenia eksperymentu**

Przeprowadzony eksperyment dotyczył jednego dziecka – rozwijającej się prawidłowo, dziewczynki (lat 5). Pomiar długości podudzia realizowano z tygodniowym interwałem czasowym, zawsze o tej samej porze dnia (w godzinach popołudniowych). Badania wykonywał jeden operator. Prezentowane na rys. 3.1 stanowisko badawcze umożliwiło wykonanie próby pomiaru wzrostu podudzia w dwóch strategiach [80; 81].

Pierwszą strategię realizowano przy ustawieniu stanowiska jak pokazano na rys. 3.2 b) (konfiguracja I), przy którym pomiaru dokonywano bezpośrednio na powierzchni kolana.

Pierwsze przygotowanie do pomiarów polegało na ustawieniu elementów konstrukcyjnych stanowiska, w sposób zapewniający pożądane położenie kończyny, ale także komfortową pozycję badanemu dziecku, jak pokazano na rys. 3.2 a). Dopasowanie modułów stanowiska do mierzonego obiektu przeprowadzono jednorazowo. Ustawień elementów stanowiska nie zmieniono w całym cyklu pomiarowym. Przed każdym rozpoczęciem

pomiarów, w pierwszej kolejności, wyznaczano położenie układu współrzędnych, zgodnie z rys. 3.1 b), w którym wykonywano pomiary. W kolejnym etapie, dziecko zajmowało miejsce na stanowisku, w pozycji siedzącej z rękami skrzyżowanymi na klatce piersiowej (rys. 3.2 a), w analogii do pomiarów knemometrycznych, podanych w literaturze [11; 67; 50].



**Rys. 3.2 Stanowisko pomiarowe: a) przygotowanie do pomiarów, b) konfiguracja I, c) konfiguracja II**

Podczas jednego dnia pomiarowego realizowano trzy sesje pomiarowe ( $j = 3$ ), a w każdej z nich wykonywano trzy serie pomiarów ( $k = 3$ ). W jednej serii pomiarowej dokonywano pomiaru współrzędnych pięciu punktów na powierzchni kolana ( $n = 5$ ). Punkty te dobierano orientacyjnie, w obszarze na najwyżej położonej powierzchni kolana, w subiektywnej ocenie operatora. Następnie zaznaczano je na skórze dziecka i ustalano na nowo w kolejnych tygodniach. Między sesjami pomiarowymi dziecko opuszczało stanowisko, wykonywało kilka kroków i odpoczywało w dowolnej pozycji.

Drugą strategię pomiarową realizowano w pokazanej na rys. 3.2 c) konfiguracji II stanowiska, z wykorzystaniem płytki (6) (rys. 3.1 a) opuszczanej na powierzchnię kolana.

W trakcie tego eksperymentu płytka (6) (rys. 3.1 a), stanowiła ruchomy i ustalany element konstrukcji, podczas gdy pozostałe elementy stanowiska pozostawały w niezmięnionej pozycji początkowej.

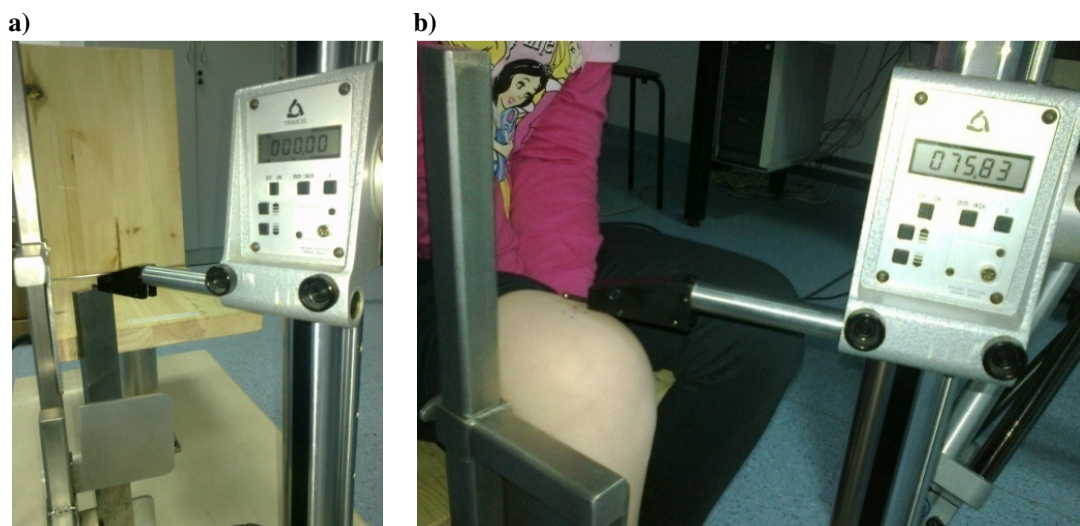
W konfiguracji II samo przygotowanie do badań przebiegało analogicznie, jak podczas pracy stanowiska w konfiguracji I. Po ustaleniu właściwej pozycji dziecka na stanowisku, ustawiano położenie płytki (6). Wybrane położenie blokowano, a następnie mierzono za



pomocą ramienia pomiarowego (rys. 3.2 c). Po przerwie w badaniu, powtarzano czynności związane z ustaleniem położenia płytki względem powierzchni kolana i wykonywano kolejną sesję pomiarów. W każdym tygodniu pomiary powtarzano trzykrotnie ( $j = 3$ ).

Na stanowisku (rys. 3.2 a) wykonano także próby z zastosowaniem wysokościomierza TRIMOS TVM 600. Pomiary wykonano przy tym samym ustawieniu stanowiska, które stosowane było do badań z użyciem ramienia pomiarowego w konfiguracji I. Siła nacisku używanego wysokościomierza jest równa 3 N. Fakt ten uniemożliwił wykorzystanie wysokościomierza w bezpośrednim zastosowaniu w tym trybie pracy, gdyż powodowało to nie tyle ugięcie tkanki miękkiej ale jej znaczące odkształcenie. Dlatego też zdecydowano, aby wykonane próby z użyciem wysokościomierza, realizowane były przy swobodnym opuszczaniu końcówki pomiarowej, dla zminimalizowania ugięcia tkanki na powierzchni kolana.

Przed przystąpieniem do pomiaru, przeprowadzano zerowanie wysokościomierza, z wykorzystaniem płytki wzorcowej o długości 300 mm (rys. 3.3 a). Podczas zerowania płytka wzorcowa znajdowała się na płycie stanowiska, na powierzchni płytki (2) (rys. 3.1 a), na której podczas badania spoczywała stopa dziecka. Przyjęto następujący sposób przygotowania do pomiaru, gdyż elementy stanowiska pozostawały w niezmiennym położeniu podczas całego cyklu pomiarowego. Ponadto, usytuowanie wysokościomierza powodowało kolizję elementów stanowiska z jego końcówką pomiarową.



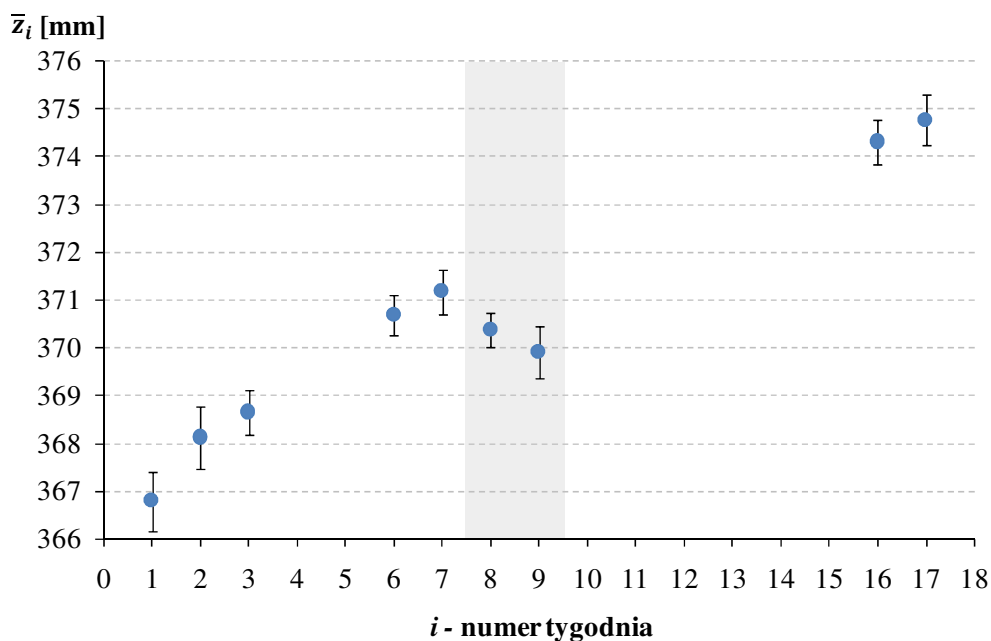
**Rys. 3.3** Eksperyment z wysokościomierzem: a) przygotowanie do pomiaru, b) pomiar długości podudzia

Pomiar na powierzchni kolana wykonywano w jednym punkcie. W terminach, w których badanie było realizowane, przeprowadzano jedną serię pomiarową ( $k = 1$ ). W każdej serii pomiarowej wykonywano  $n = 30$  pomiarów.

## Wyniki pomiarów

W przyjętym układzie współrzędnych, jak na rys. 3.1 b), w którym stopa dziecka znajdowała się na płaszczyźnie płytki (2) wykonywano pomiar pięciu punktów na powierzchni kolana. Z wyznaczonych współrzędnych punktów, do dalszej analizy wykorzystywano tylko współrzędną  $z$ , która była skorygowana o promień końcówki pomiarowej. W pomiarze, konfiguracja II, strategia była alogiczna, a pomiar współrzędnych punktów pomiarowych wykonywano na powierzchni płytki (6) (rys. 3.1 a). W tym przypadku, oprócz korekcji promienia końcówki uwzględniono także wysokości płytki (6) (rys. 3.1 a).

Na rys. 3.4 zaprezentowano wartości zmierzonej długości w osi  $z$ , uzyskane w kolejnych tygodniach, na stanowisku w konfiguracji I. Przedstawione na rys. 3.4 słupki błędów odpowiadają wartościom niepewności standardowych  $u_{zi}$  charakteryzujących wyznaczone wartości  $\bar{z}_i$ . Szczegółowo, sposób ich oszacowania opisano w dalszej części rozdziału.



Rys. 3.4 Średnie wartości długości podudzia  $\bar{z}_i$  wyznaczone za pomocą ramienia pomiarowego na stanowisku w konfiguracji I

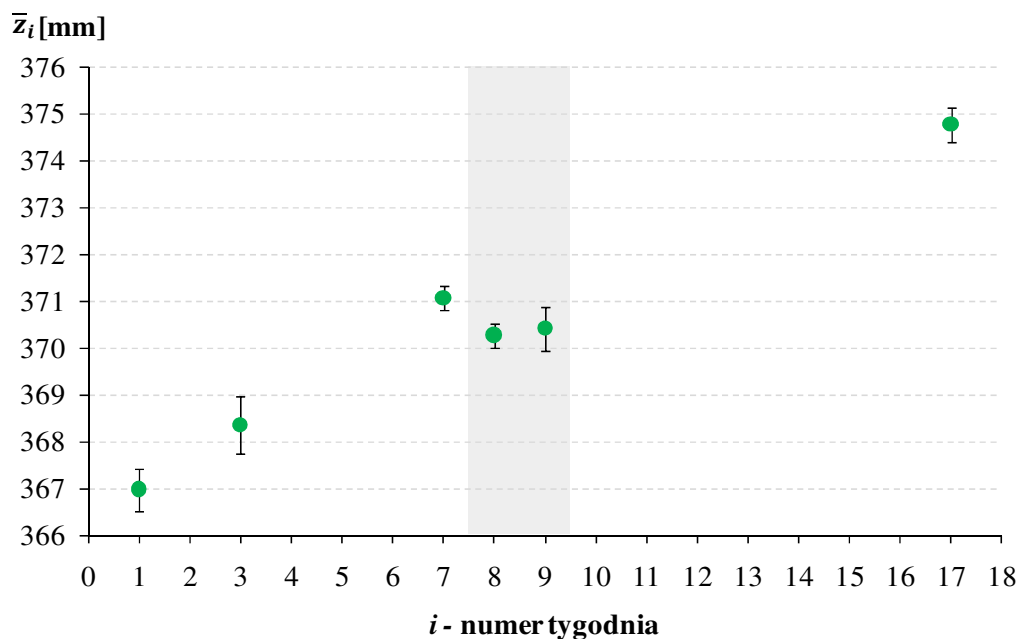
Mimo, iż pomiary wykonano w zaznaczonych punktach, zachowując stałe położenia elementów konstrukcji, bardzo trudno uzyskać tę samą pozycję dziecka, po każdym opuszczeniu stanowiska. Nie mniej jednak, na tle błędów przypadkowych, widoczne są zmiany długości podudzia, które opisują wyznaczone średnie wartości  $\bar{z}_i$ . Zobrazowane na rys. 3.4 wartości  $\bar{z}_i$ , zwiększają się podobnie, w kolejnych tygodniach pomiarów (dla

$i = 1 \dots 7$ ), a odpowiadające im punkty, układają się na prostej, w przybliżeniu posiadającej liniowy charakter. Uzyskane rezultaty odzwierciedlają zatem występujący wzrost podudzia.

Brak zaznaczonych wartości  $\bar{z}_i$  w tygodniach 4 i 5, wynika z pominięcia badań w tym okresie. Zaobserwowany w kolejnych tygodniach – 8 i 9, „ujemny wzrost” podudzia jest skorelowany z odnotowanym, w tym czasie, stanem chorobowym oraz rekonwalescencją, badanego dziecka. (Okres ten został oznaczony na rys. 3.4 kolorem szarym.)

Mierzony fragment kończyny obejmował faktycznie: kość piszczelową, kość skokową, kość piętową, staw skokowy, staw kolanowy oraz tkanki miękkie pięty i kolana. Zaobserwowane zatem, w tygodniach 8 i 9, zmiany dotyczyły tylko obszaru tkanki miękkiej, mimo jej niewielkiego udziału w stosunku do całego mierzonego odcinka kończyny. Po okresie związanym z chorobą, nastąpiła przerwa w badaniach, do których powrócono po kilku tygodniach. Badania kontynuowane w tygodniu 16 i 17, realizowano przy dobrym stanie zdrowia dziecka. Uzyskane w tym czasie, wartości  $\bar{z}_i$  świadczą, iż proces wzrostu podudzia zachodzi podobnie, jak w tygodniach 1 ÷ 7, gdy dziecko również było zdrowe.

Korzystając z pomiarów wykonanych z użyciem stanowiska w konfiguracji II wyznaczono, analogicznie jak w przypadku konfiguracji I, charakterystykę średniej wartości  $\bar{z}_i$ , w funkcji czasu (rys. 3.5). Mimo, iż pomiary zebrane w tej konfiguracji, nie są tak liczne, jak miało to miejsce w konfiguracji I, ich ilustracja graficzna umożliwia wyróżnienie zarówno okresów dobrego stanu zdrowia jak i niedyspozycji mierzonego dziecka.

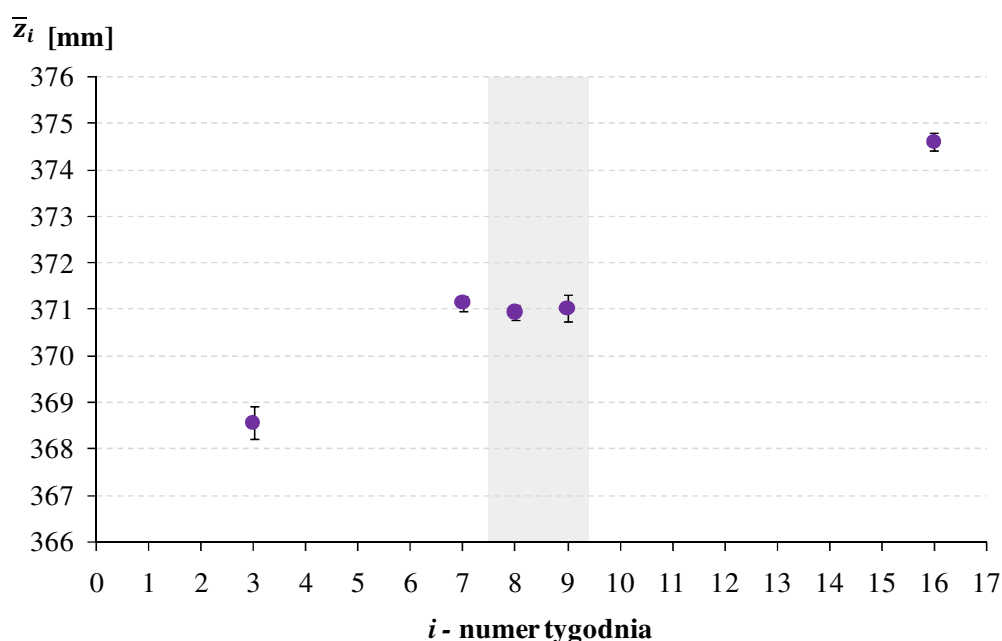


Rys. 3.5 Średnie wartości długości podudzia  $\bar{z}_i$  wyznaczone za pomocą ramienia pomiarowego na stanowisku w konfiguracji II

Wyniki uzyskane w tygodniach 1 ÷ 7 odpowiadają zmianom zaobserwowanym, podczas pomiarów wykonywanych na stanowisku w konfiguracji I, biorąc pod uwagę zarówno charakter tych zmian jak i ich zakres ilościowy.

Rezultaty badań przeprowadzonych w 8 i 9 tygodniu pomiarów, także i w tej konfiguracji stanowiska, potwierdzają wystąpienie „ujemnego wzrostu” podudzia, będącego skutkiem odwodnienia organizmu (spowodowanego wymiotami i biegunką). Natomiast, kontynuowane, w tygodniu 17, badania można odnieść do prawidłowego stanu zdrowia dziecka, zanotowanego w tym okresie jak i na początku całego cyklu pomiarowego.

Na rys. 3.6 przedstawiono także rezultaty uzyskane podczas eksperymentu przeprowadzanego z użyciem wysokościomierza. Wartości oznaczone na wykresie symbolem  $\bar{z}_i$  odpowiadają średnim wartościom długości podudzia, uzyskanych z serii 30 pomiarów. Słupki błędów odpowiadają natomiast wartościom niepewności standardowych  $u_{zi}$  charakteryzujących wartości  $\bar{z}_i$ . Wartości te są znacznie mniejsze, niż wartości odpowiadające wynikom w konfiguracji I i II, co jest spowodowane wykonywaniem tylko jednej serii pomiarowej. Niepewności te zatem nie uwzględniają wpływu powtarzalności pozycji dziecka na stanowisku.



**Rys. 3.6 Średnie wartości długości podudzia  $\bar{z}_i$  wyznaczone za pomocą wysokościomierza**

Pomiary z użyciem wysokościomierza przeprowadzono w specyficznych momentach cyklu pomiarowego. Pierwszy pomiar wykonano na początku całego eksperymentu, w 3 tygodniu. Następnie powrócono do ich kontynuacji w tygodniach 6 ÷ 8, czyli w okresie, kiedy dziecko miło problemy ze zdrowiem. Ostatni pomiar wysokościomierzem wykonano na

końcu całego cyklu pomiarowego, czyli w 16 tygodniu. Mimo niewielu uzyskanych wyników, także i w tym przypadku można zaobserwować skutki odwodnienia organizmu dziecka w 8 i 9 tygodniu badania. Natomiast wynik uzyskany w 16 tygodniu eksperymentu, także i w tym przypadku potwierdza dobry stan zdrowia dziecka.

Obliczone wartości  $\bar{z}_i$  oraz odpowiadające im niepewności standardowe  $u_{zi}$ , uzyskane dla badań wykonanych z użyciem ramienia pomiarowego, przy konfiguracji I i II stanowiska, oraz wysokościomierza przedstawia tabela 3.1.

**Tabela 3.1 Zestawienie średnich wartości długości podudzia i ich niepewności standardowych**

Nr tygodnia	Ramię pomiarowe				Wysokościomierz	
	Konfiguracja I		Konfiguracja II		$\bar{z}_i$	$u_{zi}$
	$\bar{z}_i$	$u_{zi}$	$\bar{z}_i$	$u_{zi}$		
<i>i</i>	mm		mm		mm	
1	366,79	0,62	366,98	0,44	-	-
2	368,12	0,66	-	-	-	-
3	368,65	0,47	368,35	0,61	368,57	0,35
6	370,69	0,42	-	-	-	-
7	371,18	0,47	371,07	0,25	371,14	0,16
8	370,38	0,36	370,27	0,26	370,94	0,16
9	369,91	0,54	370,41	0,46	371,03	0,30
16	374,31	0,46	-	-	374,61	0,19
17	374,77	0,52	374,76	0,37	-	-

### Analiza metrologiczna

Na podstawie wyznaczonych, podczas całego cyklu pomiarów, wartości współrzędnej  $\bar{z}_i$ , można określić tygodniową wartość przyrostu długości podudzia, wartość przyrostu długości podudzia dla dowolnie przyjętego interwału – z pary dwóch wybranych wyników pomiaru oraz szybkość przyrostu podudzia *LLV* (*lower leg velocity*).

Ze względu na większą liczbę wyznaczonych wartości  $\bar{z}_i$ , podczas eksperymentu, wykonanego w konfiguracji I i II stanowiska, tylko dla badań z użyciem ramienia pomiarowego wyznaczono wartość *LLV*. Do tego celu wyłączono z obliczeń wyniki uzyskane w 8 i 9 tygodniu pomiarów, związane z nieprawidłowym stanem zdrowia dziecka.

W celu oszacowania niepewności  $u_{zi}$ , dla pomiarów wykonanych w pierwszej konfiguracji stanowiska, do głównych źródeł niepewności zaliczono: ugięcia tkanki miękkiej, powtarzalność pozycji dziecka oraz błąd ramienia pomiarowego.

W celu wyznaczenia niepewności standardowej  $u_{1i}$ , której źródłem są ugięcie tkanki miękkiej oraz błąd ramienia pomiarowego, posłużono się estymatą połączoną odchyłeń standardowych  $s_j$  (gdzie:  $j = 1 \dots 3$ ), obliczonych z trzech serii pomiarowych (jednej sesji), którą opisuje równanie:

$$u_{1i} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^3 v_j \cdot s_j^2}{M_i \cdot \sum_{j=1}^3 v_j}} \quad (3.1)$$

gdzie:

$M_i$  – łączna liczba pomiarów wykonanych w  $i$ -tym tygodniu,

$v_j$  – liczba stopni swobody  $j$ -tej sesji pomiarowej.

Niepewność  $u_{2i}$  związaną z powtarzalnością pozycjonowania dziecka, oszacowano na podstawie rozstępu  $R_{zj}$  wartości  $\bar{z}_j$ , wyznaczonych z  $j$ -tych sesji pomiarowych. Złożenie niepewności  $u_{1i}$  i  $u_{2i}$  pozwala oszacować niepewność  $u_{zi}$  wyznaczonej wartości  $\bar{z}_i$ .

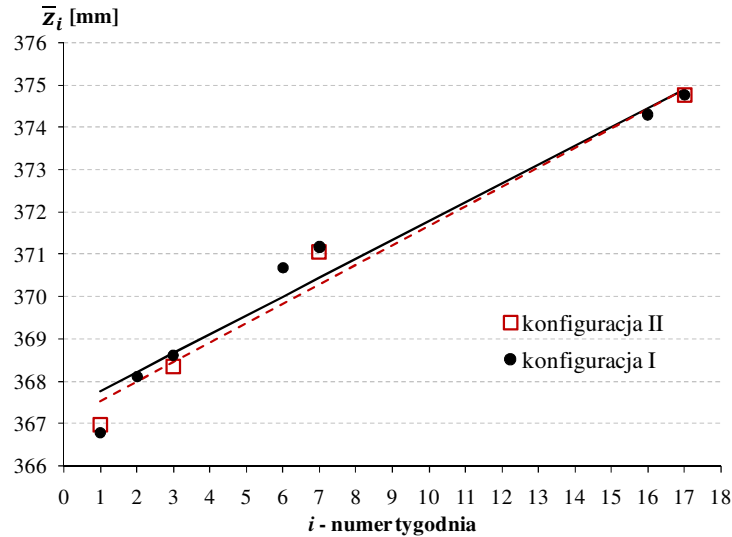
Pomiary wykonane w konfiguracji II stanowiska, niezależne są od wpływu operatora, a występujące ugięcia tkanki miękkiej wynikają z nacisku płytki (6) (rys. 3.1 a) na powierzchnię kolana. Rozstęp  $R_{zj}$  wartości średnich  $\bar{z}_j$  obliczony z  $j$ -tych sesji pomiarowych, charakteryzuje powtarzalność ustawienia pozycji dziecka oraz błędy położenia płytki, zatem związana jest z nim niepewność  $u_{2i}$ .

Błąd geometrii płytki, przy jej pomiarze w ustalonym jednym położeniu, wyrażony jest natomiast poprzez odchylenie standardowe  $s_j$ . Związaną z nim niepewność  $u_{1i}$ , oszacowaną na podstawie równania (3.1).

Analogicznie złożenie niepewności  $u_{1i}$  i  $u_{2i}$  odpowiada oszacowaniu niepewności  $u_{zi}$  dla wyznaczonych wartości  $\bar{z}_i$ , przy konfiguracji II stanowiska.

Z pomiarami wykonanymi wysokościomierzem związana jest niepewności  $u_{zi}$ . Została ona oszacowana poprzez złożenie niepewności wynikającej z rozstępu wyników uzyskanych w  $i$ -tym tygodniu badania oraz przyjętego błędu wysokościomierza.

W celu aproksymacji długości podudzia, którego zmiany obserwowano na przełomie kilkunastu tygodni, zastosowano regresją liniową (rys. 3.7) [61; 52; 66].



Rys. 3.7 Proste regresji odniesione do wartości długości podudzia wyznaczonych z użyciem ramienia pomiarowego, w dwóch konfiguracjach stanowiska

Ze względu na fakt, iż niepewnościami obarczone są wyłącznie punkty jednej zmiennej –  $z$ , a charakteryzujące ją wartości niepewności  $u_{zi}$  posiadają różne wartości w niektórych punktach, posłużono się regresją ważoną [82; 83]. Wagi zmiennej  $\bar{z}_i$  wyznaczono na podstawie oszacowanych niepewności  $u_{zi}$ , z równania:

$$w_i = (u_{zi})^{-2}. \quad (3.2)$$

Wyznaczoną prostą regresji poprowadzono z pominięciem punktów odpowiadającym pomiarom wykonanych w tygodniach 8 i 9. Obliczony z równania (3.3) współczynnik kierunkowy prostej  $a$ , odpowiada szybkości przyrostu podudzia  $LLV$ :

$$a = \frac{\sum_{i=1}^N w_i \cdot \sum_{i=1}^N w_i \cdot \bar{z}_i \cdot i - \sum_{i=1}^N w_i \cdot \bar{z}_i \sum_{i=1}^N w_i \cdot i}{\sum_{i=1}^N w_i \cdot \sum_{i=1}^N \bar{z}_i^2 - (\sum_{i=1}^N w_i \cdot \bar{z}_i)^2}, \quad (3.3)$$

gdzie:

$N$  – liczba analizowanych wartości  $\bar{z}_i$ .

Dla pomiarów, wykonanych w konfiguracji I stanowiska, wyznaczona szybkość przyrostu podudzia  $LLV$  wynosi 0,44 mm/tydzień, natomiast przy pomiarach w konfiguracji II stanowiska, wartość ta jest na poziomie 0,46 mm/tydzień.

Do wyznaczenia niepewności  $u_a$  współczynnika kierunkowego prostej zastosowano równanie:

$$u_a = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N w_i}{\sum_{i=1}^N w_i \cdot \sum_{i=1}^N \bar{z}_i^2 - (\sum_{i=1}^N w_i \cdot \bar{z}_i)^2}}. \quad (3.4)$$

Niepewność  $u_a$  wyznaczona dla wyników uzyskanych przy dwóch konfiguracji stanowiska, jest jednakowa i wynosi 0,03 mm/tydzień. Mając na uwadze rozrzut wartości długości podudzia, uzyskanych w  $i$ -tym tygodniu pomiarów, wyznaczono błąd standardowy estymacji dla przyjętego modelu regresji oraz odpowiadającą mu niepewność  $u_R$ . W tym celu dla każdego pojedynczego wyniku pomiaru  $z_{jkn}$  wyznaczono resztę ( $z_{jkn} - \hat{z}_i$ ), gdzie  $\hat{z}_i$  oznacza wartość teoretyczną wynikającą z przyjętego modelu regresji oraz potwierdzono normalność rozkładu wyznaczonego błędu.

Na podstawie oszacowanej wartości  $u_a$  oraz  $u_R$ , została wyznaczona złożona niepewność standardowa oraz niepewność rozszerzona  $U_{LLV}$ . Oszacowaną niepewność rozszerzoną  $U_{LLV}$  (tabela 3.2) podano przy prawdopodobieństwie rozszerzenia  $\gamma = 95,45 \%$  oraz współczynnika rozszerzenia  $k = 2$  (rozkład normalny). Powyższe założenie wynika z normalnego rozkładu niepewności  $u_R$  będącej składnikiem dominującym, w szacowanej niepewności  $U_{LLV}$ .

**Tabela 3.2 Szybkość przyrostu długości podudzia oraz jej niepewność rozszerzona wyznaczone na podstawie pomiarów wykonanych współrzędnościowym ramieniem pomiarowym**

Stanowisko	$R^2$	$LLV$	$U_{LLV}$
		mm/tydzień	
Konfiguracja I	0,98	0,44	0,28
Konfiguracja II	0,98	0,46	0,32

Badania przeprowadzone na stanowisku w konfiguracji I i II pozwoliły na uzyskanie podobnych wyników pomiarów, choć sam proces ich pozyskiwania był zróżnicowany.

Wyznaczenie wartości długości podudzia, na stanowisku w konfiguracji I, wymagało od mierzonego dziecka zachowania stałej pozycji podczas zbierania wyników pomiarów, a zatem dużego skupienia i współpracy z operatorem. Zastosowane rozwiązanie konstrukcyjne stanowiska, w konfiguracji II, pozwalało natomiast na skrócenie faktycznego czasu pomiaru. Ze względu jednak na ograniczone możliwości stanowiska, w zakresie ustalania położenia płytki (6) (rys. 3.1 a), samo przygotowanie do pomiaru było bardzo czasochłonne, a zatem również dla dziecka niekomfortowe.

Inny problem stanowiło ugięcie tkanki miękkiej, na styku skóra – końcówka pomiarowa, które występowało podczas badań wykonywanych w konfiguracji I. Pomimo lekkiej konstrukcji ramienia pomiarowego, jego swobodnego prowadzenia, występowało ugięcie tkanki miękkiej pod wpływem nacisku wywieranego przez operatora. Podjęto próbę



ilościowej oceny nacisku, wywieranego przez operatora, wykonując serię pomiarów, długości w osi z, w jednym punkcie, na powierzchni kolana. W efekcie uzyskano odchylenie standardowe rzędu 0,4 mm. Należy zaznaczyć, iż wartość taka odpowiada poziomowi wartości tygodniowego wzrostu podudzia, co świadczy o istotności tego zagadnienia. Rozwiązanie zastosowane w konfiguracji II stanowiska, eliminowało ten problem podczas samego wykonywania pomiaru ramieniem pomiarowym. Wykorzystana w tej konfiguracji płytką (6) (rys. 3.1 a) sprawia, iż rozwiązanie to nie jest całkowicie pozbawione oddziaływania na tkankę miękką. Nacisk spowodowany płytką rozkłada się jednak na większą powierzchnię kolana.

### **3.2 Zastosowanie metody fotogrametrycznej do pomiaru wzrostu dzieci**

Po przeprowadzonych próbach badań z użyciem ramienia pomiarowego i wysokościomierza, opierając się wnioskach z tego etapu pracy podjęto próbę wyznaczenia długości podudzia dziecka bezstykowo, za pomocą metody fotogrametrycznej.

Głównym założeniem tego rozwiązania było wyeliminowanie wpływu ugięcia tkanki miękkiej, które występuje podczas pomiarów stykowych. Istotną różnicą w odniesieniu do badań knemometrycznych, było też zdefiniowanie nowego odcinka pomiarowego, którego długość miała zostać wyznaczona w tym eksperymencie. Mierzoną długością był odcinek pomiędzy punktem obrotu stawu kolanowego, a punktem obrotu stawu skokowego. Odległość punktów obrotu odpowiada w zasadzie długości kości piszczelowej, której obserwacja zmian, dałaby możliwość uzyskania oceny procesu wzrastania. Metoda ta, w swoich założeniach, miała również zapewnić dziecku większą swobodę ruchu podczas wykonywania badań.

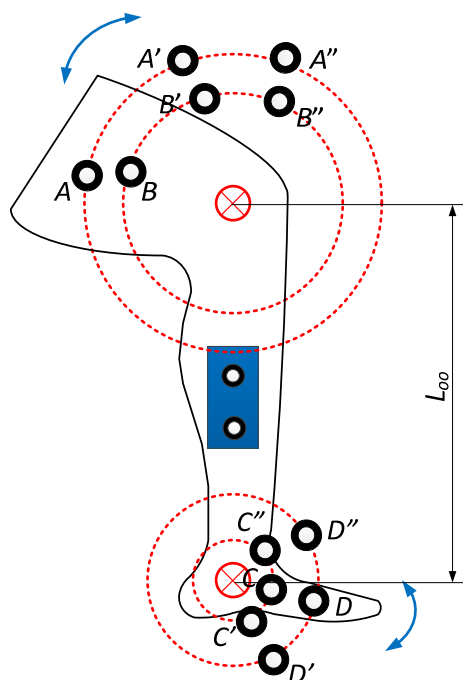
Przyjęto oznaczenie  $L_{oo}$  jako odległość między punktami obrotu. Ten etap pracy podzielono na dwie części, które różnią się sposobem wykonania pomiaru i analizy danych.

Jako narzędzie pomiarowe zastosowano tracker optyczny C-track 380, działający na zasadzie fotogrametrii bliskiego zasięgu. Przyrząd ten wyposażony jest w dwie kamery oraz oświetlenie sceny za pomocą pierścieniowo ułożonych diod LED, pracujących w zakresie bliskim podczerwieni [26].

W przeprowadzonym badaniu użyto tracker optyczny C-Track jako narzędzie do śledzenia i rejestracji położenia znaczników w przestrzeni, które w tym przypadku umieszczano na badanym obiekcie, czyli bezpośrednio na ciele dziecka. Rejestrowanymi współrzędnymi punktów były współrzędne przestrzenne, które sprowadzono, podczas dalszej analizy do współrzędnych na płaszczyźnie.

### Pomiar długości podudzia na podstawie wyznaczanych współrzędnych punktów obrotu stawu skokowego i stawu kolanowego (wariant I)

Założeniem wariantu pierwszego było wyznaczenie okręgów o współrzędnych środka w punktach obrotu stawu skokowego i stawu kolanowego. W tym celu znaczniki umieszczano na udzie dziecka (punkty  $A$  i  $B$ ) oraz na jego stopie (punkty  $C$  i  $D$ ). Dodatkowo na łydce dziecka umieszczano punkty referencyjne (rys. 3.8).



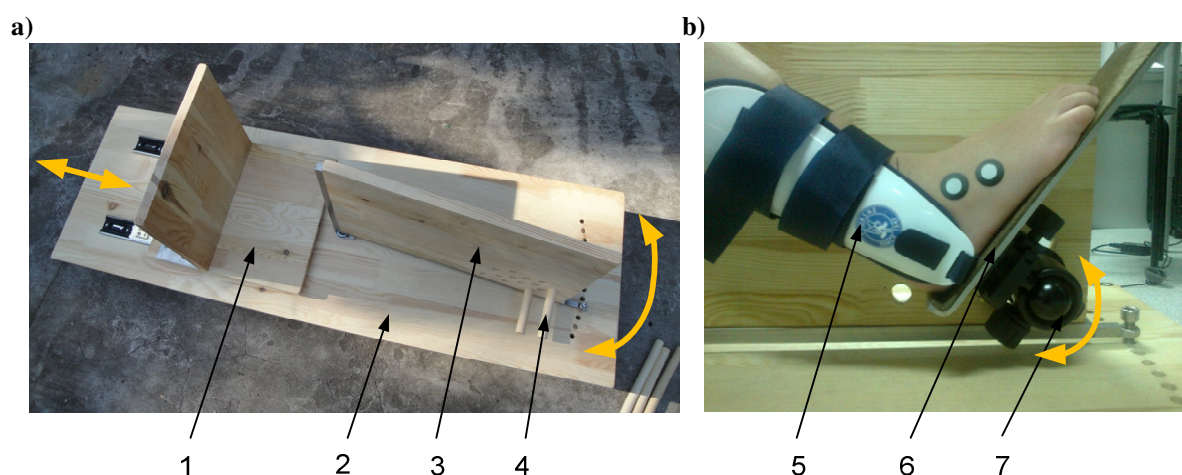
Rys. 3.8 Schemat przedstawiający zasadę pomiaru długości podudzia  $L_{oo}$  na podstawie wyznaczanych współrzędnych punktów obrotu stawu skokowego i stawu kolanowego (wariant I)

Okręgi, o szukanych współrzędnych środka, zakreślane były przez znaczniki znajdujące się na udzie i stopie dziecka, poprzez zmianę kątów pomiędzy udem a podudziem oraz pomiędzy stopą a podudziem. Rejestracja przynajmniej trzech położenia kątowych uda i stopy względem podudzia, na których znajdowały się znaczniki, pozwalała na uzyskanie współrzędnych punktów w trzech położeniach. Na zaprezentowanym rysunku poglądowym są to punkty  $A$  i  $B$  oraz  $C$  i  $D$  w trzech położeniach, oznaczone jako  $A, A', A'', B, B', B''$  oraz  $C, C', C'', D, D', D''$  (rys. 3.8). Współrzędne punktów  $A$  i  $B$ , które otrzymano z trzech położenia kończyny, umożliwiają wyznaczenie dwóch okręgów współśrodkowych, o środku w punkcie obrotu stawu kolanowego i analogicznie punkty  $C$  i  $D$  – stawu skokowego.

Punkty referencyjne, które umieszczano na łydce, służyły jako odniesienie do wyznaczania przyjętego układu współrzędnych.

W celu praktycznej realizacji opisanego konceptu zbudowano stanowisko pomiarowe przedstawione na rys. 3.9.

Badane dziecko, podczas realizacji pomiarów, zajmowało miejsce na ruchomym krzeselku (1), jak na rys. 3.9 a). Prawa noga dziecka wspierała się o płytę (3), której położenie dobierano tak, by zewnętrzna powierzchnia kończyny na odcinku uda, łydki oraz stopy znajdowała się w możliwie jednej płaszczyźnie. Ruchome krzeselko (1) przesuwało na podstawie (2) po prowadnicach. Ruch krzeselka (1) pozwalał na zmianę położenia kąтового uda względem łydki, co pozwalało na obrót kończyny w stawie kolanowym. Każde wybrane położenie krzeselka (1) blokowano, a współrzędne położenia znaczników umieszczonych na udzie rejestrowano.



**Rys. 3.9 Stanowisko do pomiaru długości podudzia  $L_{oo}$  na podstawie wyznaczanych współrzędnych punktów obrotu stawu skokowego i stawu kolanowego (wariant I):  
a) główne moduły stanowiska, b) elementy wyposażenia**

Podczas przeprowadzania pierwszych prób pomiaru, stopa dziecka spoczywała na podpórce (4), której położenie zmieniano, dla uzyskania różnych ustawień kątowych między stopą, a podudziem dziecka. W dalszych etapach badań stanowisko wyposażono w płaską podpórkę (6), umożliwiającą płynny ruch kątowy stopy za pomocą głowicy kulowej (7) (rys. 3.9 b). Zastosowaną głowicę kulową (7) blokowano w wybranym położeniu, a współrzędne położenia znaczników, znajdujących się na stopie dziecka odczytywano. Na podstawie doświadczeń zdobytych podczas prowadzenia eksperymentu, ze względu na złożoność budowy stawu skokowego oraz jego liczbę stopni swobody, zdecydowano o zastosowaniu ortozy stawu skokowego (5), jak na rys. 3.9 b). Orteza miała za zadanie zapewnić stabilizację bocznie – przyśrodkową stawu skokowego, nie ograniczając zgięcia podeszwowego – grzbietowego stopy.

Badania realizowano naklejając po dwa znaczniki na stopie i udzie dziecka oraz dwa znaczniki referencyjne na łydce dziecka (rys. 3.10). Znaczniki na udzie i stopie dziecka podklejano na podkładce elastycznej, natomiast znaczniki referencyjne mocowano na

podkładce sztywnej. W badaniu uzyskiwano po dwie wartości współrzędnych punktu obrotu stawu skokowego i stawu kolanowego.

Znajdujące się na łydce dziecka znaczniki odniesienia pozwalały na późniejsze porządkowanie zmierzonych punktów, ponieważ oprócz pożądaných przemieszczeń kątowych uda i stopy względem podudzia, występowały także naturalne zmiany położenia kończyny.

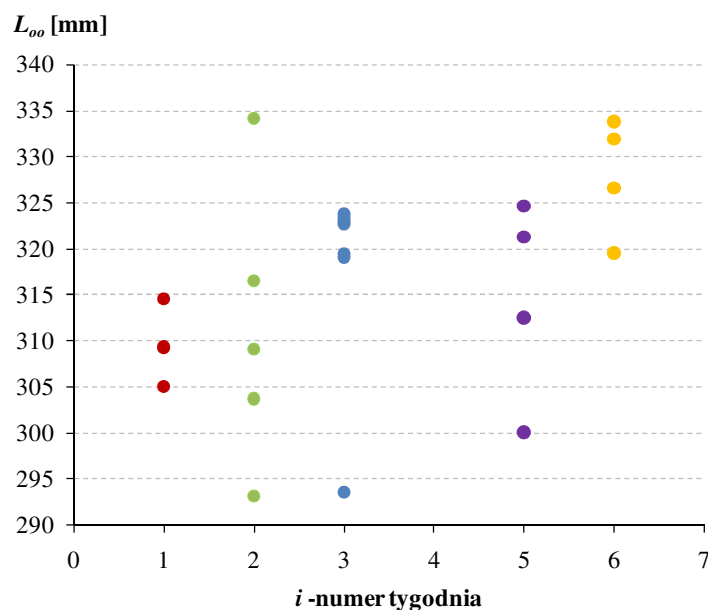


**Rys. 3.10** Pomiar długości podudzia  $L_{oo}$  na podstawie wyznaczanych współrzędnych punktów obrotu stawu skokowego i stawu kolanowego (wariant I) – realizacja praktyczna

Podczas całego cyklu badań stosowano tę samą parę znaczników odniesienia. Znaczniki nanoszone na stopę i udo przygotowywane były w każdym tygodniu pomiarów. Odległość między znacznikami wynosiła około 20 mm. W każdym tygodniu pomiarów komplet znaczników przygotowywano (za wyjątkiem znaczników odniesienia) i mocowano dwukrotnie, co dawało łącznie 4 wyniki pomiarów.

Pomiary, służące wyznaczeniu wartości  $L_{oo}$  wykonywano przez kilka tygodni, z interwałem jeden tydzień. Obiektem pomiarowym była rozwijająca się prawidłowo dziewczynka (lat 6). Wyznaczone wartości  $L_{oo}$ , podczas trwania eksperymentu, zaprezentowano na rys. 3.11.

Uzyskane rezultaty wskazują na duże rozrzuty wartości  $L_{oo}$  wyznaczonych w kolejnych tygodniach badań. Różnice te sięgają nawet kilkudziesięciu milimetrów. Choć w ogólnym ujęciu można zaobserwować trend zmian, związany ze wzrastaniem dziecka, to uzyskane wyniki nie są akceptowalne.



**Rys. 3.11** Uzyskane wartości długości podudzia  $L_{oo}$  na podstawie wyznaczonych współrzędnych punktów obrotu stawu skokowego i stawu kolanowego (wariant I)

Zasadniczym problemem niniejszego rozwiązania związany jest ze stawem skokowym pacjenta. Rozrzut uzyskanych wyników jest spowodowany wynikami współrzędnych punktów, wyznaczonych jako współrzędne punktu obrotu stawu skokowego. Trudności w powtarzalnym wyznaczaniu współrzędnych punktu obrotu stawu skokowego wynikają z jego złożonej budowy, a przyjęte uproszczenie wydaje się być nieuzasadnione, o czym świadczą otrzymane rezultaty. Innym ograniczeniem analizowanej koncepcji jest też obszar do umieszczania znaczników na stopie dziecka. Podczas badania obserwowano przemieszczenia tkanki miękkiej z naniesionymi znacznikami, przy zmianie kąta położenia stopy. Dodatkowo, ze względu na kształt stopy, nie we wszystkich możliwych do uzyskania położeniach kątowych, znaczniki były widziane przez system pomiarowy, co powodowało utratę cennych danych pomiarowych. Mały zakres kątowy stawu skokowego znacznie ogranicza liczbę zarejestrowanych punktów na okręgu, których współrzędne poddawane są dalszej analizie.

Użycie ortezy stawu skokowego obniża również komfort dziecka w trakcie realizacji badania. Metoda ta nie posiada restrykcyjnych wymagań dotyczących pozycjonowania dziecka i utrzymywani nieruchomej pozycji podczas cyklu pomiarowego.

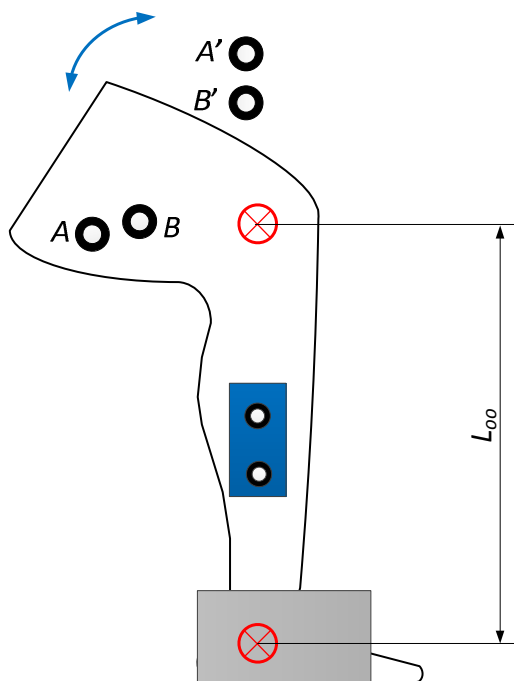
Zastosowana metoda daje też dobre rezultaty przy obliczaniu punktu obrotu stawu kolanowego. Wyznaczane różnice współrzędnych punktu jego obrotu są na poziomie 0,5 mm. Uzyskiwanie takich wyników umożliwia duży zakres kątowy uda względem podudzia oraz obszar do umieszczania znaczników, które są dobrze widziane, w różnych położeniach kątowych, przez kamery systemu.

W ogólnym ujęciu metoda posiada cenne zalety, w odniesieniu do jej docelowego zastosowania, stąd też podjęto próbę jej dalszej modyfikacji, którą oznaczono dalej jako wariant II.

### **Pomiar długości podudzia na podstawie wyznaczanych współrzędnych punktu obrotu stawu kolanowego i stałych współrzędnych punktu obrotu stawu skokowego (wariant II)**

Na podstawie wniosków pochodzących z eksperymentu, określonego jako wariant I, przeprowadzono próbę, mającą na celu wyznaczenie wyłącznie punktu obrotu stawu kolanowego. Ze względu na występujące trudności, wynikające z budowy stawu skokowego zrezygnowano z wyznaczania jego współrzędnych. W opcji tej przyjęto stałe i teoretyczne współrzędne punktu obrotu stawu skokowego. Badanie przeprowadzono w innych, niż w wariantcie I, pozycjach dziecka. Założeniem tego eksperymentu są tylko dwie pozycje dziecka – stojąca i siedząca, przyjmowane kilkakrotnie podczas jednego badania. Znaczniki na udzie i łydce dziecka nanoszono w analogiczny sposób jak w opisanym wcześniej wariantcie I.

Analizę danych zastosowaną do wyznaczenia punktu obrotu stawu kolanowego, w przypadku oznaczonym jako wariant II, przeprowadzono wykorzystując dane uzyskane tylko w dwóch położeniach kończyny. Niezbędne jest jednak umieszczenie dwóch znaczników na udzie dziecka. Punkty te oznaczono jako  $A$  i  $B$  w położeniu siedzącym i jako  $A'$  i  $B'$  w położeniu stojącym (rys. 3.12).

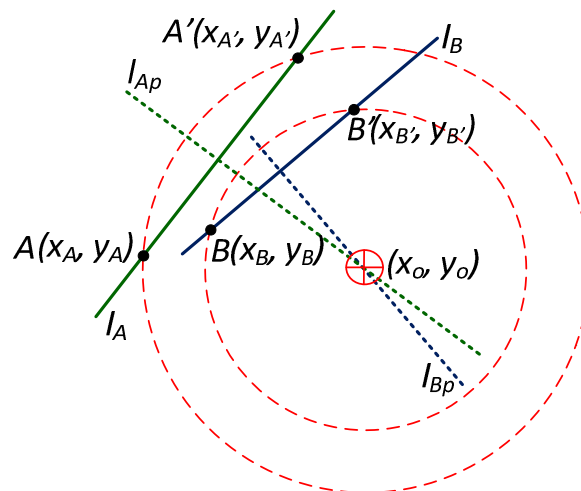


**Rys. 3.12 Zasada pomiaru długości podudzia  $L_{00}$  na podstawie stałych współrzędnych punktu obrotu stawu skokowego i wyznaczanych współrzędnych punktu obrotu stawu kolanowego (wariant II)**

W celu wyznaczenia współrzędnych punktu obrotu stawu kolanowego w pierwszym kroku wyznaczona jest prosta  $l_A$  przechodząca przez punkt  $A$  o współrzędnych  $(x_A, y_A)$  zmierzony w pierwszym położeniu kończyny oraz punkt  $A'$   $(x_{A'}, y_{A'})$  – wyznaczany w drugim położeniu kończyny (rys. 3.13).

W kolejnym kroku wyznaczana jest prosta  $l_{Ap}$  prostopadła do prostej  $l_A$ , przechodząca przez środek odcinka  $AA'$ , należący do prostej  $l_A$ . Na prostej  $l_{Ap}$  znajduje się szukany punkt obrotu stawu kolanowego o współrzędnych  $(x_o, y_o)$ . Do wyznaczenia współrzędnych  $(x_o, y_o)$  niezbędne jest przeprowadzenie analogicznego postępowania dotyczącego punktu  $B$ .

W tym celu pomiędzy punktem  $B$   $(x_B, y_B)$  i punktem  $B'$   $(x_{B'}, y_{B'})$  prowadzona jest prosta  $l_B$ . Następnie wyznaczana jest prostopadła  $l_{Bp}$ , przechodząca przez środek odcinka  $BB'$ . Prosta  $l_{Bp}$  przecina prostą  $l_{Ap}$  w punkcie, będącym szukanim punktem obrotu stawu kolanowego o współrzędnych  $(x_o, y_o)$ .

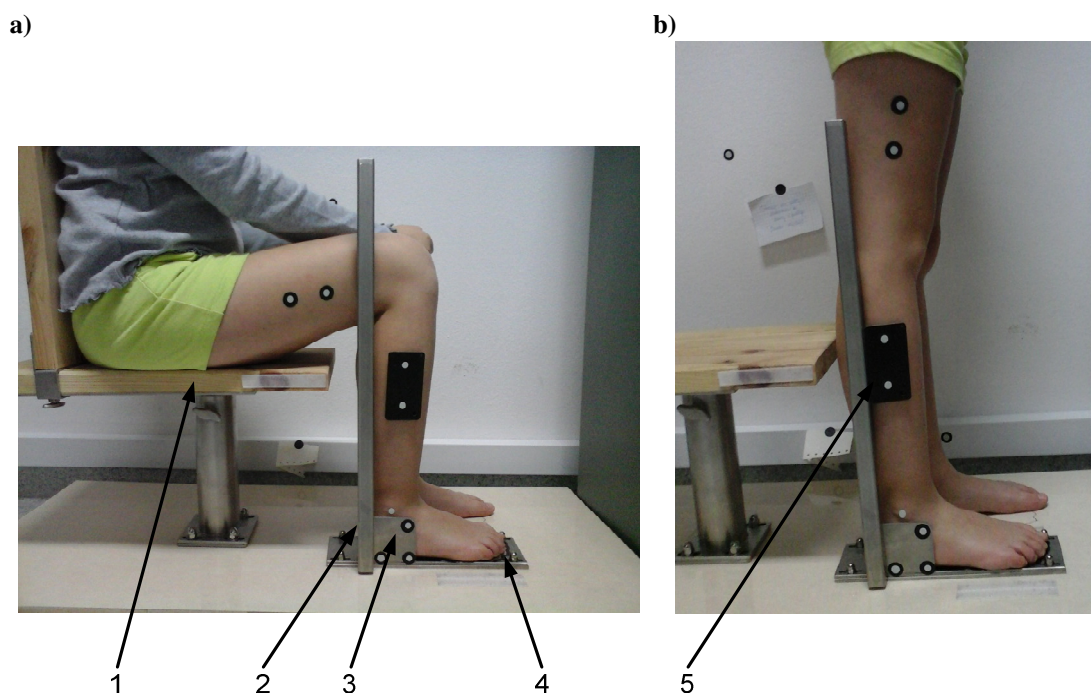


**Rys. 3.13 Zasada wyznaczania punktu obrotu stawu kolanowego – wariant II**

W celu realizacji badań eksperymentalnych i weryfikacji teoretycznych założeń metody zastosowano stanowisko, którego używano podczas eksperymentu z użyciem ramienia pomiarowego (rys. 3.14).

Badane dziecko, podczas realizacji pomiarów, zajmowało miejsce na nieruchomym krzesełku (1). Prawa stopa dziecka znajdowała się między dwoma płytkami (2) i (3), które ograniczały przemieszczenia stopy podczas zmiany pozycji w trakcie badania. Tylna powierzchnia stopy stykała się z powierzchnią płytki (2), a zewnętrzna strona stopy z płaszczyzną płytki (3). Stopa na powierzchni płytki (4) została obrysowana i umieszczana w obrębie konturu, w kolejnych tygodniach pomiarów. Do łydki dziecka mocowano dwa punkty referencyjne, podklejone na sztywnej podkładce (5). Podczas całego cyklu pomiaru

stosowano tę samą sztywną podkładkę z naniesionymi znacznikami, gdyż spełniała ona tę samą rolę jak podczas badania oznaczonego jako wariant I.



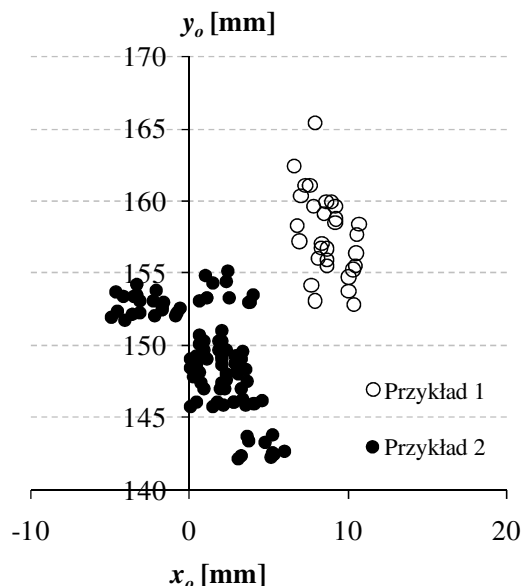
**Rys. 3.14 Stanowisko pomiarowe do wyznaczenia długości podudzia  $L_{00}$  w wariantcie II:  
a) pomiar w pozycji siedzącej, b) pomiar w pozycji stojącej**

W każdym tygodniu pomiarów parę znaczników naklemano na udzie dziecka jednokrotnie, w dowolnym miejscu. Podczas badania realizowano ruch kończyny poprzez zmianę pozycji dziecka z siedzącej na stojącą. Zmiana położenia kąтового uda względem podudzia odbywała się bez odrywania stopy od powierzchni podłoża płytki (4) (rys. 3.14). Położenie stopy na płytce (4), dodatkowo kontrolowano przez zaznaczony na płytce obrys stopy. W każdym z  $i$ -tym tygodniu badań wykonywano serię  $M_i = 20$  pomiarów, na którą składało się po 10 pomiarów w każdej z pozycji. Uzyskane dane zastosowano do wyznaczenia punktu obrotu stawu kolanowego według wariantu II.

Wzięty do obliczeń stały punkt obrotu stawu skokowego wyznaczono po zakończeniu całego cyklu pomiarowego. Przyjęto uproszczenie polegające na sprowadzeniu przemieszczeń zachodzących w stawie skokowym, do obrotu w jednym punkcie o założonych wartościach współrzędnych. W celu ustalenia tych współrzędnych, podczas cotygodniowych pomiarów, naklemano dodatkowy znacznik na kostce stawu skokowego. Znacznik ten nanoszono orientacyjnie w każdym tygodniu pomiarów i obserwowano jego przemieszczanie w trakcie badań. Na podstawie tych obserwacji oszacowano współrzędne punktu, dla którego przyjęto stałe wartości współrzędnych. Posłużyły one, w dalszej analizie, do wyznaczenia szukanej długości  $L_{00}$ .



Wyniki uzyskane na podstawie obliczeń wykonanych w wariancie II charakteryzują się dużym rozproszeniem, stąd zrezygnowano z wyznaczenia długości  $L_{oo}$ . Na rys. 3.15 zaprezentowano przykłady uzyskiwanych współrzędnych punktu obrotu stawu kolanowego, odpowiadające dwóm terminom badania, oznaczonym jako *Przykład 1* i *Przykład 2*.



**Rys. 3.15 Przykłady wyznaczenia współrzędnych punktu obrotu stawu kolanowego według wariantu II**

Usytuowanie znaczników względem siebie spowodowało, iż uzyskiwane współrzędne  $(x_o, y_o)$ , w danym dniu badania, rozmieszczone są wokół prostej, co stanowi istotne ograniczenie dalszej analizy. Wyznaczone wartości współrzędnych punktu obrotu stawu kolanowego zarówno współrzędnej  $x_o$  jak i  $y_o$  charakteryzuje rozstęp na poziomie kilkunastu milimetrów. W 10-tym tygodniu pomiarów do stanowiska zamocowano dodatkową płytkę, podpierającą kość piszczelową, ograniczającą przemieszczenie kończyny. W rezultacie uzyskano prawie 3-krotnie mniejszy rozstęp wyznaczonej współrzędnej  $y_o$ . Otrzymana poprawa dokładności nie jest jednak satysfakcjonująca do zamierzonego zastosowania.

Idea wyznaczania punktów obrotu stawu kolanowego w wariancie II jest prosta i z teoretycznego punktu widzenia posiada wiele zalet, w stosunku do metod stykowych. Przede wszystkim metoda ta, z założenia, uniezależnia zmiany w długości podudzia, od zmian w tkance miękkiej, które mogą być zarówno dodatnie jak i ujemne. Metoda ta nie jest jednak całkiem niezależna od wpływu nie tyle zmian zachodzących w tym obszarze, lecz samych przemieszczeń skóry, co przenosi się pośrednio na położenie znaczników na kończynie. Przyjmowane przez dziecko pozycje – siedząca i stojąca, stanowią skrajne położenia ciała i powodują przemieszczenie środka ciężkości, z czego wynikają nieznane zmiany w obrębie stawu kolanowego i stawu skokowego. Ponadto, zmiana pozycji powoduje przemieszczenia w

stawie skokowym kończyny, mimo zachowania stałego położenia stopy na podłożu. Jest to zjawisko niepożądane, a jego wpływ trudny do oszacowania przy wyznaczaniu szukanej wartości  $L_{00}$ .

Uzyskane rezultaty świadczą, iż użyta metoda zależy od wielu czynników. Pożądana w tego typu badaniach „dowolność” w zakresie nanoszenia znaczników, umiejscowienia punktów bazowych oraz przyjmowanych przez dziecko pozycji, stanowią zaletę eksperymentu. Z drugiej jednak strony te aspekty badania są powodem trudnych do oszacowania źródeł nieznanych wielkości wejściowych. Uzyskane wyniki nie pozwalają na obserwowanie występującego wzrostu podudzia dziecka, stąd metoda ta dla zamierzonego zastosowania jest niemiarodajna.

## 4. Nowa metoda pomiaru wzrostu dzieci

Na podstawie doświadczeń zdobytych podczas pomiarów wykonywanych metodą fotogrametryczną oraz pomiarów długości podudzia z użyciem ramienia pomiarowego, podjęto kolejną próbę opracowania nowej metody pomiaru wzrostu dzieci.

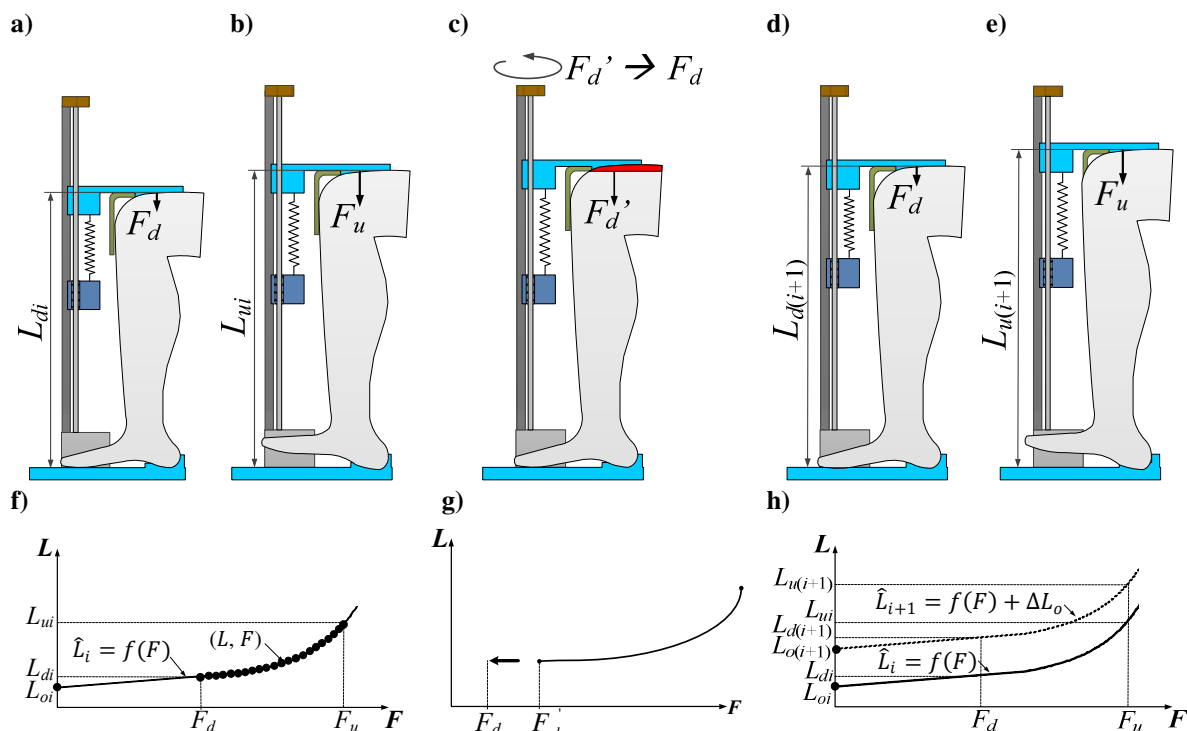
Założono, iż pomiar winien być oparty na stykowym pomiarze długości kończyny będącej w ruchu. Ruch ten powinien odbywać się w naturalny dla dziecka sposób. Wynik pomiaru powinien obejmować wiele punktów, których uśrednienie pozwoliłoby na uzyskanie wysokiej dokładności. Mechanizm badania powinien pozwolić na kompensację ugięć występujących w obszarze tkanki miękkiej.

### 4.1 Podstawy teoretyczne nowej metody

Nowa metoda opiera się na stykowym pomiarze długości podudzia dziecka w pozycji siedzącej, przy jednoczesnym pomiarze siły nacisku pomiarowego. Podczas badania mierzona jest odległość od płaszczyzny stykającej się z powierzchnią kolana do płaszczyzny, na której spoczywa pięta dziecka (rys. 4.1 a). Pomiar długości realizowany jest przez inkrementalny liniał pomiarowy. Nacisk pomiarowy generowany jest za pomocą sprężyny, o regulowanym napięciu, a pomiar za pomocą przetwornika siły. Wszystkie pomiary wykonywane są podczas ruchu kończyną, który realizowany jest poprzez zgięcie grzbietowe stopy (rys. 4.1 b).

Ruch stopy wywołuje zmianę siły nacisku  $F$  działającej na kończynę oraz powoduje zmianę mierzonej długości podudzia  $L$ . Zmiany te są wypadkową przemieszczeń zachodzących w obszarach stawu kolanowego i skokowego kończyny oraz ugięć tkanki miękkiej. Pomiar wartości długości podudzia  $L$  odbywa się jednocześnie z pomiarem wartości siły nacisku  $F$ , zmieniającej się w ustalonym przedziale wartości, od  $F_d$  do  $F_u$ . Wynikiem badania jest zatem zbiór punktów o współrzędnych  $(L, F)$ , który pokazano poglądowo na rys. 4.1 f). W celu wyznaczenia jednej wartości przyrostu długości podudzia konieczne jest wykonanie pomiaru w dwóch terminach [84].

Oddziaływanie siły nacisku, na tkankę miękką, powoduje trudne do oszacowania odkształcenia, które zależą nie tylko od konkretnego dziecka, ale także jego kondycji fizycznej (nawodnienia, warstwy tkanki tłuszczowej itp.). W nowej metodzie otrzymane wyniki badania sprowadzane są do warunków pomiarów bezstykowych, czyli gdy na kończynę nie działa siła nacisku ( $F = 0$ ). Takie rozwiązanie pozwala na wyeliminowanie, występujących podczas badania i trudnych do oszacowania, a tym samym i skompensowania, odkształceń w obszarze tkanki miękkiej.



**Rys. 4.1 Realizacja pomiaru: a) pomiar w  $i$ -tym tygodniu, b) zakres ruchu stopy w  $i$ -tym tygodniu badania, c) przygotowanie do pomiaru w  $(i + 1)$  tygodniu, d) pomiar w  $(i + 1)$ -tym tygodniu, e) zakres ruchu stopy w  $(i + 1)$ -tym tygodniu badania, f) poglądowa charakterystyka, g) wpływ ustawień stanowiska na wyznaczaną charakterystykę, h) poglądowe charakterystyki uzyskiwane w  $i$ -tym oraz w  $(i + 1)$ -tym tygodniu badania**

W tym celu wynik badania, otrzymany w  $i$ -tym tygodniu, poddawany jest analizie, która w pierwszym etapie polega na estymowaniu otrzymanych punktów  $(L, F)$ , modelem  $\hat{L}_i = f(F)$  jak na rys. 4.1 f). Następnie, korzystając z otrzymanego modelu  $\hat{L}_i = f(F)$ , obliczana jest szukana wartość długości podudzia  $L_{oi}$ . Wartość ta uzyskiwana jest poprzez wyznaczenie wartości liczbowej modelu  $\hat{L}_i = f(F)$  dla warunków pomiarów bezstykowych, dla  $F = 0$ . Taka operacja pozwala na określenie bezwzględnej wartości długości podudzia  $L_{oi}$ , przypisanej do terminu badania, oznaczonego jako  $i$ -ty tydzień pomiaru.

W celu wyznaczenia wartości tygodniowego wzrostu podudzia  $\Delta L_o$ , badanie wykonywane jest w kolejnym tygodniu, bądź w innym terminie, zgodnie z przyjętym interwałem czasowym. Wykonanie pomiaru w drugim terminie, poprzedza zmiana ustawienia wartości początkowej siły nacisku  $F_d'$ , co pokazano na rys. 4.1 c).

W sytuacji, gdy pomiar na stanowisku wykonywany byłby wyłącznie dla jednego dziecka, a ustawienia stanowiska pozostałyby bez zmian, przed pomiarem w kolejnym terminie konieczna byłaby również korekcja początkowej wartości siły nacisku. Zakres tej korekcji zależy od zmiany w długości podudzia, która zaszła od poprzedniego badania.

Działanie to ma na celu sprowadzenie wartości siły nacisku  $F_d'$  do wartości  $F_d$ , która stanowi wartość początkową dla pomiarów wykonywanych w poprzednich terminach. Zmiana początkowej wartości siły nacisku do wartości  $F_d$  jest w istocie postępowaniem mającym na celu przesunięcie wyznaczonej charakterystyki względem osi  $F$  (rys. 4.1 g). Działanie takie umożliwi wykonanie pomiaru punktów  $(L, F)$  w tym samym zakresie zmian wartości siły, czyli w przedziale od  $F_d$  do  $F_u$  (rys. 4.1 h). Przy pomiarze wielu dzieci oprócz ustawienia wartości  $F_d$  wymagane jest także dopasowanie stanowiska do geometrii kończyny badanego osobnika, czyli usytuowanie mierzonej długości podudzia w zakresie pomiarowym stanowiska. W przypadku, gdy ustawienia stanowiska, dla konkretnego dziecka odnotowano w pierwszym terminie badania, odniesienie się do tych wartości w następnym terminie, pozwala również na skrócenie czasu, potrzebnego na przygotowanie do pomiaru.

Na poglądowej ilustracji (rys. 4.1 d) i e) pokazano badanie wykonane ponownie w tygodniu  $(i + 1)$ , celem wyznaczenia tygodniowego przyrostu długości podudzia. Na rys. 4.1 h) zaprezentowano natomiast modele uzyskane w dwóch terminach badania.

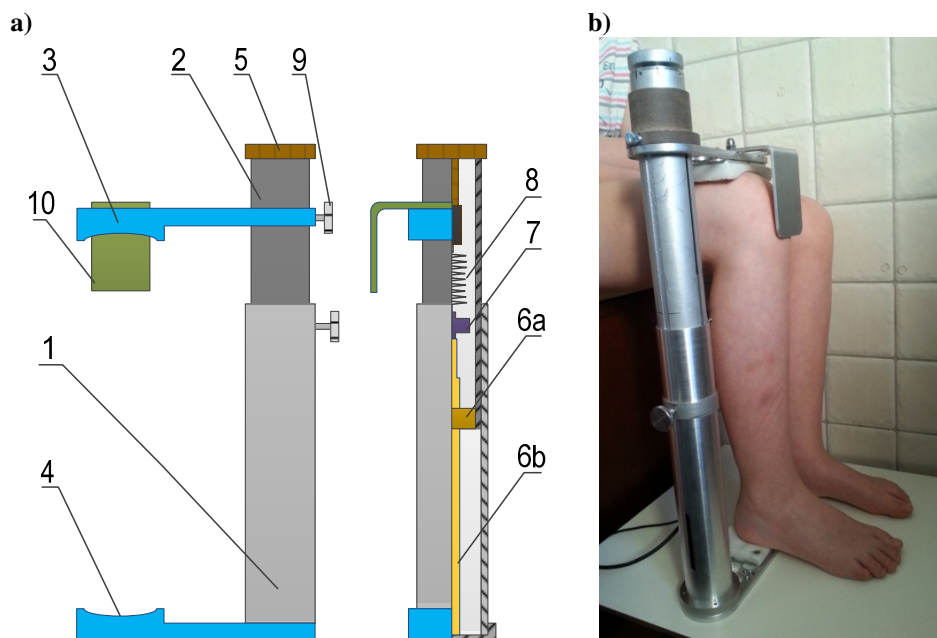
Otrzymane wyniki pomiarów w  $i$ -tym oraz  $(i + 1)$  tygodniu, a także odpowiadające im modele  $\hat{L}_i = f(F)$  i  $\hat{L}_{i+1} = f(F) + \Delta L_o$  pozwalają na wyznaczenie wzrostu podudzia pomiędzy terminami, w których wykonano badania. Po określeniu wartości długości podudzia  $L_{oi}$ , na podstawie wyników otrzymanych w  $i$ -tym tygodniu pomiarów, oraz  $L_{o(i+1)}$  analogicznie w  $(i + 1)$  tygodniu (rys. 4.1 h), szukaną tygodniową wartość wzrostu podudzia  $\Delta L_o$  można zatem wyznaczyć korzystając z równania:

$$\Delta L_o = \hat{L}_{i+1} - \hat{L}_i. \quad (4.1)$$

## 4.2 Prototyp stanowiska do pomiaru długości podudzia nową metodą

W celu realizacji praktycznej założeń nowej metody zbudowano stanowisko, którego schemat poglądowy pokazano na rys. 4.2 a). Główne elementy konstrukcji stanowiska stanowią dwie tuleje (1) i (2) połączone teleskopowo. Z ruchomą tuleją (2) połączona jest płytką profilowana (3), dopasowana do powierzchni kolana. Do tulei (1) na stałe zamocowana jest profilowana wkładka polimerowa (4), umieszczana pod stopą dziecka. Zgięta prawa kończyna dziecka, umieszczana jest pomiędzy profilowanymi elementami stanowiska (3) i (4). Za pomocą regulacji (5), ustawiana jest początkowa wartość siły nacisku  $F$  poprzez wstępne napięcie sprężyny (8). Badanie polega na wykonywaniu ruchu stopą przez dziecko, poprzez jej unoszenie (zgięcie grzbietowe stopy), bez odrywania pięty od profilowanej wkładki (4). Poruszanie stopą, powoduje uniesienie tulei (2) połączonej z ruchomym

elementem liniału (6a), którego przemieszczanie się po prowadnicy (6b), pozwala na rejestrowanie chwilowej wartości długości podudzia  $L$ . Zgięcie grzbietowe stopy powoduje także równoczesne napinanie sprężyny (8), połączonej z czujnikiem siły (7), którego wskazanie rejestrowane jest jako bieżący pomiar siły nacisku  $F$ . Praktyczną realizację stanowiska pokazano na rys. 4.2 b).



**Rys. 4.2 Prototyp stanowiska do pomiarów stykowych podudzia nową metodą:  
a) schemat poglądowy, b) realizacja praktyczna**

Sygnaly pomiarowe ze stanowiska przetwarzane są w torze pomiarowym, którego moduły szczegółowo opisano w dalszej części pracy, w pkt. 4.6.

Przed przystąpieniem do badania dziecko zajmowało pozycję siedzącą. Prawa kończyna dziecka była zgięta w kolanie pod kątem dziewięćdziesięciu stopni i znajdowała się pomiędzy profilowanymi wkładkami stanowiska (3) i (4) (rys. 4.2 a). Położenie uda względem podudzia było dodatkowo ustalane za pomocą płytki (10), do której dotykała przednia powierzchnia kolana. Pierwsze badanie poprzedzono dopasowaniem elementów konstrukcyjnych stanowiska do geometrii ciała dziecka. Po ustawieniu ich położenie unieruchomiono blokadą (9) (rys. 4.2 a) i nie zmieniono podczas całego eksperymentu.

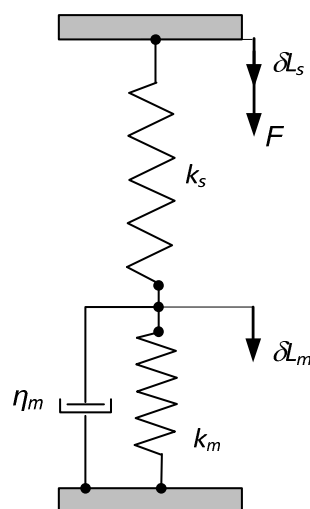
Opisane stanowisko pomiarowe zastosowano do pomiaru wzrostu podudzia dziecka – rozwijającej się prawidłowo dziewczynki (lat 7). W analogii do pomiarów knemometrycznych badania wykonywano o tej samej porze dnia, z interwałem tygodniowym.

W trakcie jednego dnia pomiarowego wykonywano pięć serii pomiarowych ( $k = 5$ ). Jako jedną serię traktowano jednokrotne umieszczenie dziecka na stanowisku i wykonanie ruchu stopą. Zgięcie grzbietowe stopy, w jednej serii pomiarowej, dziecko wykonywało kilkakrotnie, w zakresie ruchu, który odpowiadał jego możliwościom fizycznym. Po każdej serii pomiarowej dziecko opuszczało stanowisko i wykonywało kilka kroków. Podczas wykonywania serii pomiarowej kontrolowano zakres ruchu stopą poprzez monitorowanie zmiany zakresu siły od  $F_d$  do  $F_u$  tak, by pomiar wykonywany był w tym samym zakresie zmian, zgodnie z ideą metody, zaprezentowaną na rys. 4.1.

Zmiany ustawienia stanowiska, w kolejnych terminach badania, odbywały się wyłącznie w zakresie zmian początkowej wartości siły nacisku  $F_d$ , co realizowano za pomocą regulacji (5) (rys. 4.2 a).

### 4.3 Model mechaniczny układu pomiarowego do wyznaczania długości podudzia

Jak wspomniano w rozdziale 2, opisując właściwości mechaniczne tkanki miękkiej można posłużyć się modelem Kelvina-Voigta. Korzystając z tego założenia oraz opisując element sprężysty stanowiska pomiarowego współczynnikiem sprężystości  $k_s$  ( $E_s$ ), można zbudować zastępczy model mechaniczny układu, realizującego pomiar długości podudzia, co pokazano na rys. 4.1.



Rys. 4.1 Zastępczy model mechaniczny układu pomiarowego do wyznaczania długości podudzia

Mając na uwadze, że odkształcenia występujące w układzie sumują się, funkcję odkształcenia (2.3) uzupełniono o dodatkowy składnik związany z odkształceniem elementu sprężystego  $\varepsilon_s$ , występującego w stanowisku pomiarowym. Uwzględniając odkształcenie elementu sprężystego  $\varepsilon_s$  oraz odkształcenie tkanki miękkiej  $\varepsilon_m$ , ostatecznie uzyskujemy równanie:

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{E_s} + \frac{\sigma_0}{E_m} \left(1 - e^{-\frac{E_m t}{\eta_m}}\right). \quad (4.2)$$

Natomiast równanie (2.5) przyjmie wówczas postać:

$$\delta L(t) = \frac{F_0}{k_s} + \frac{F_0}{k_m} \left(1 - e^{-\frac{L_m \cdot k_m t}{A \cdot \eta_m}}\right). \quad (4.3)$$

Powyższe równanie mogłoby modelować rzeczywisty układ, pod warunkiem, iż właściwości kończyny, w rozpatrywanym układzie zastępczym, reprezentowane byłyby przez współczynnik sprężystości  $k_m$  oraz tłumienie  $\eta_m$ , o znanych wartościach tych parametrów. Ponadto, zastosowany w stanowisku element sprężysty posiadałaby liniową charakterystykę – stały współczynnik sprężystości  $k_s$ .

W rzeczywistości, ze względu na stosunkowo wolny ruch kończyną, mamy do czynienia z badaniami statycznymi i dla uproszczenia nie jest przeprowadzana analiza czasowa (dynamiczna) układu. Zmienia się natomiast wartość siły nacisku  $F$  działającej na kończynę. W związku powyższym równanie (4.3) uprości się do postaci:

$$\hat{L} = \frac{F}{k_s} + \frac{F}{k_m} = \frac{F(k_s + k_m)}{k_s \cdot k_m} = \frac{F}{k'}. \quad (4.4)$$

Należy jednak zauważyć, iż wprowadzone do modelu parametry opisujące zarówno zastosowany w układzie pomiarowym element sprężysty jak i właściwości tkanki miękkiej są wartościami stałymi, a ich wypadkowy współczynnik sprężystości wynosi  $k'$ . Jak wynika z przeprowadzonej analizy literatury, opisanie właściwości tkanki miękkiej, za pomocą stałego parametru stanowi istotny problem eksperymentu. Kolejnym problemem jest mogąca wystąpić w tkance miękkiej histereza pomiarowa, wynikająca ze specyfiki właściwości sprężystych mierzonej kończyny.

Zasadne wydaje się zatem opisanie realizowanego zadania pomiarowego zakładając, iż tkankę miękką charakteryzuje nieliniowa charakterystyka oraz zastosowany w układzie element sprężysty posiada również nieliniową charakterystykę. Otrzymujemy wtedy ogólne równanie w postaci:

$$\hat{L}(F) = \frac{F}{k_s(F)} + \frac{F}{k_m(F)}. \quad (4.5)$$

Przyjmując, analogicznie jak w równaniu (4.4) założenie, że układ charakteryzują właściwości sprężyste, będące wypadkową sprężystości elementu sprężystego, zastosowanego w stanowisku, oraz sprężystości tkanki miękkiej. Właściwość tę można zatem



opisać za pomocą wypadkowego parametru  $k'$ , który w przypadku ogólnym będzie wyrażony jako  $k'(F)$ . Na podstawie równania (4.5), przyjętych założeń oraz odnosząc wyznaczoną wartość długości podudzia  $L_o$  do  $i$ -tego tygodnia pomiarów, model badania może zostać zapisany równaniem:

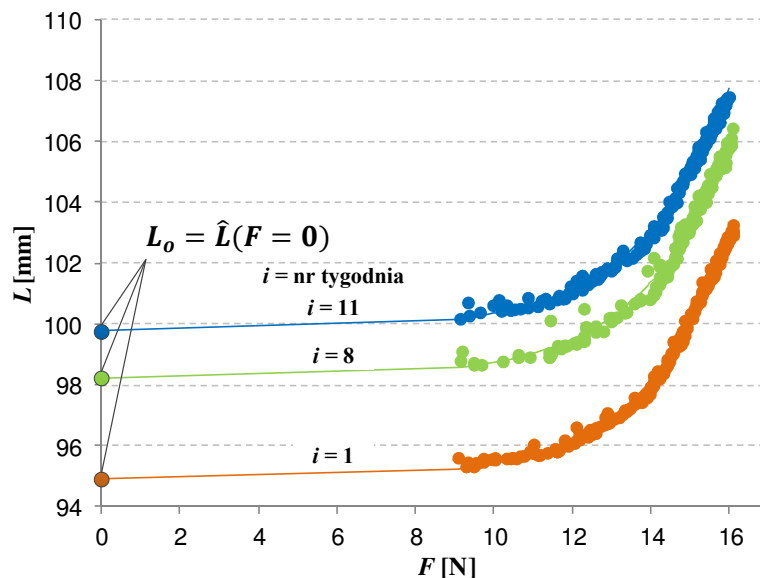
$$\hat{L}_i(F) = L_{oi} + \frac{F}{k'(F)}. \quad (4.6)$$

Szukaną wartość długości podudzia  $L_{oi}$ , w przybliżeniu, wyraża zatem przesunięcie równania modelu  $\hat{L}_i = f(F)$  w osi długości podudzia  $L$ .

#### 4.4 Wyniki pomiaru wzrostu dziecka nową metodą z zastosowaniem opracowanego prototypu przyrządu pomiarowego

Wyznaczone w  $i$ -tych tygodniach punkty pomiarowe  $(L, F)$  estymowano, za pomocą modelu  $\hat{L}_i = f(F)$ . Następnie wyznaczono  $L_{oi} = \hat{L}_i(F = 0)$ , tym samym uzyskane wyniki pomiarów odniesiono do warunków pomiarów bezstykowych.

Na rys. 4.3 przedstawiono przykładowe wyniki pomiarów, które uzyskano w kilku wybranych tygodniach pomiaru ( $i = 1, 8, 11$ ) oraz opisujące je modele  $\hat{L}_i = f(F)$ . Otrzymane charakterystyki uwzględniają wartość siły grawitacji pochodzącą od ruchomej części stanowiska, opadającej w trakcie badania na powierzchnię kolana. W wyniku takiej korekcji przedstawione modele opisują mierzoną długość podudzia  $L$  w funkcji siły  $F$  działającej faktycznie na kończynę podczas badania.



Rys. 4.3 Przykładowe wyniki pomiarów z dopasowanym modelem dla tygodni  $i = 1, 8, 11$

Na podstawie otrzymanych wyników można zauważyć, iż wykonywane w kolejnych terminach badanie powoduje przesunięcie charakterystyki wzdłuż osi rzędnych, odpowiadającej mierzonej długości podudzia  $L$ .

Otrzymany kształt charakterystyki wynika z właściwości zastosowanego elementu sprężystego stanowiska, oraz odkształceń zachodzących w tkance miękkiej kończyny, zgodnie z równaniem (4.6). Sprężyna zastosowana w stanowisku została jednak dobrana tak, by jej właściwości determinowały kształt wyznaczonej charakterystyki.

Dla pomiarów wykonanych na stanowisku z zastosowanym, w tym szczególnym przypadku, elementem sprężystym, uzyskiwane w trakcie badania wyniki najlepiej opisuje równanie postaci:

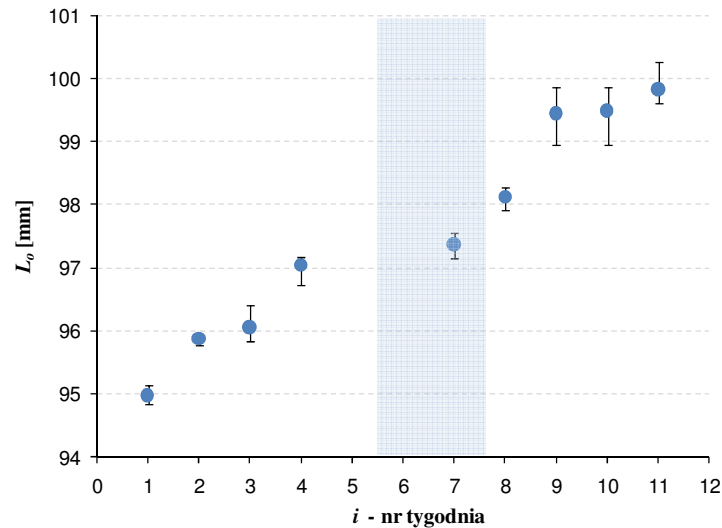
$$\hat{L}_i(F) = L_{pik} + L_{fi}e^{c \cdot F}, \quad (4.7)$$

gdzie:  $L_{pik}$  jest nie skorygowaną długością podudzia  $L_{oi}$  uzyskaną w  $i$ -tym tygodniu pomiaru, w  $k$ -tej serii pomiarowej;  $L_{fi}$  jest współczynnikiem reprezentującym w równaniu błąd wyznaczonej długości podudzia wynikający z powtarzalności ustawienia początkowej wartości siły nacisku  $F_d$  w  $i$ -tym tygodniu. Parametr  $c$  w równaniu (4.7) jest stałym współczynnikiem związanym z kształtem charakterystyki, czyli reprezentującym wypadkowy współczynnik sprężystości układu.

Dla wykonanych w  $i$ -tym tygodniu serii pomiarów przeprowadzono ocenę zgodności otrzymanych wyników z przyjętym modelem, opisanym równaniem (4.7). Przeprowadzona analiza regresji potwierdza adekwatność zastosowanego modelu, o czym świadczą otrzymane wartości współczynnika korelacji w kwadracie ( $R^2$ ), który wskazuje, iż średnio 99,2 % zmienności wyników wyjaśnia przyjęty model regresji.

W oparciu o przyjęte równanie modelu (4.7) wyznaczono wartości długości  $L_{oi}$ , czyli wartości modelu dla  $F = 0$ . Na rys. 4.4 zaprezentowano wyznaczone wartości  $L_{oi}$ , otrzymane na podstawie kilkumiesięcznych pomiarów dziecka.

Można zauważyć, iż wzrost wartości  $L_{oi}$  w kolejnych tygodniach badań (rys. 4.4) odpowiada przesunięciu wyznaczonych charakterystyk  $\hat{L}_i = f(F)$  względem osi rzędnych (rys. 4.3). Brak zaznaczonych wartości  $L_{oi}$  w tygodniach 5 i 6, wynika z pominięcia badań w tygodniu 5, natomiast w tygodniu 6 dziecko miało infekcję żołądkowo – jelitową i wymiotowało.



**Rys. 4.4 Wyniki pomiarów długości podudzia dziecka  $L_o$  nową metodą**

Zaobserwowane w kolejnych tygodniach – 7 i 8 wyniki różnią się od pozostałych i są następstwem spowolnienia wzrostu podudzia, związanego z występującym w tym okresie, stanem chorobowym oraz rekonwalescencją badanego dziecka. (Okres ten został wyróżniony na rys. 4.4). Zaobserwowane rezultaty badań, w tygodniach 7 i 8, ilustrują zmiany zachodzące w obszarze tkanki miękkiej, podobnie jak miało to miejsce podczas eksperymentu wykonanego z użyciem ramienia pomiarowego. Zatem także i w tym przypadku można zaobserwować wpływ odwodnienia organizmu dziecka na przyrost długości podudzia.

Po okresie związanym z chorobą, dalsze badania realizowano przy dobrym stanie zdrowia dziecka. Uzyskane w tym czasie wartości  $L_{oi}$  świadczą, iż proces wzrostu podudzia, zachodzi podobnie, jak w tygodniach 1 ÷ 4, gdy dziecko także było zdrowe. Mimo, że w ogólnym przybliżeniu przyjmuje się, iż wzrost podudzia jest liniowy, na wykresie rys. 4.4. można zauważyć, że przyrosty długości podudzia w kolejnych tygodniach nie są równe. Ze względu na fakt, iż proces wzrastania jest wynikiem wielu czynników: genetycznych, psychosocjalnych, żywieniowych, hormonalnych i innych, dlatego też niejednorodność otrzymanych przyrostów jest zjawiskiem naturalnym, a otrzymane wyniki pokazują, iż metoda umożliwia ich obserwację.

Przedstawione, na rys. 4.4, słupki błędów ilustrują rozstęp wartości  $L_{oik}$ , uzyskanych w  $i$ -tym tygodniu badania.

W oparciu o wybraną kolejną parę wyników, można wyznaczyć tygodniową wartość wzrostu podudzia  $\Delta L_o$ , oraz analogicznie, dla przyjętego dowolnego interwału czasowego, odpowiadający mu przyrost długości podudzia. Wyznaczone przykładowo wartości wzrostu podudzia  $\Delta L_o$  prezentuje tabela 4.1.

**Tabela 4.1. Przykładowo wyznaczone wartości  $\Delta L_o$** 

Numery tygodni $i$	interwał	$\Delta L_o$
	tygodnie	mm
1-4	3	2,06
7-10	3	2,12
8-11	3	1,70
3-7	4	1,31
7-11	4	2,46

Po wybraniu pierwszego terminu badania i ustaleniu interwału czasowego, określono odpowiadający mu przyrost długości podudzia  $\Delta L_o$  (tabela 4.1). Można zaobserwować, iż oprócz przyjętego przedziału czasu, wartość wzrostu zależy także od okresu, który został wzięty do analizy. Na podstawie uzyskanych wyników, przedstawionych na rys. 4.4 oraz rezultatów pokazanych wcześniej (tabela 4.1), widać, iż przyrost długości podudzia  $\Delta L_o$ , dla tego samego interwału, może się różnić, gdyż jak wspomniano, na tempo procesu wzrastania wpływa wiele czynników. Dla badanego dziecka przy interwale 3-tygodniowym wyznaczony wzrost podudzia  $\Delta L_o$  osiągał wartości od 1,70 mm do 2,12 mm, natomiast 4-tygodniowy, w okresie choroby dziecka jest prawie dwukrotnie mniejszy, niż kiedy dziecko było zdrowe.

Na podstawie zebranych wyników wyznaczono również średnią wartość tygodniowego wzrostu podudzia  $\bar{\Delta L}_o$ . Wartość tę obliczono ze wszystkich par wyników uzyskanych podczas całego cyklu badań i wynosi ona 0,53 mm z odchyleniem standardowym 0,23 mm.

#### **4.5 Wnioski z pomiaru wzrostu dziecka nową metodą z zastosowaniem opracowanego prototypu przyrządu pomiarowego**

Na podstawie wstępnych badań z zastosowaniem opracowanego prototypu przyrządu pomiarowego należy stwierdzić, że opracowana metoda może stanowić nowe rozwiązanie do oceny krótkoterminowej wzrostu dzieci. Nowa metoda, w porównaniu do dotychczas stosowanych rozwiązań, także opiera się na pomiarze długości podudzia. Nie mniej jednak pomiar ten nie jest wykonywany w jednym położeniu kończyny. Ponadto, pomiar nie jest punktowy, lecz podczas ruchu kończyną wyznaczana jest charakterystyka aktualnie mierzonej długości podudzia  $L$  w funkcji działającej na nią siły nacisku  $F$ .

W zaproponowanej metodzie wpływ ugięcia tkanki miękkiej jest minimalizowany poprzez sprowadzenie wyznaczonej długości podudzia  $L_o$  do warunków pomiarów bezstykowych. Wyznaczana podczas badania charakterystyka  $\hat{L}_i = f(F)$ , dodatkowo pozwala na uśrednienie wyników pomiarów i eliminację wpływu różnych przypadkowych czynników mogących wystąpić podczas pomiaru. Czas realizacji pomiaru związany jest przede

wszystkim z liczbą realizowanych serii pomiarowych oraz liczbą ruchów stopy wykonywanych w każdej z nich. Mimo, iż w przeprowadzonym doświadczeniu wykonywano pięć serii pomiarowych, czas wykonania samego badania zajmował łącznie kilka minut. Wykonanie badania nie wymagało od dziecka zachowania nieruchomej pozycji, co znacznie poprawia jego komfort podczas badania, w odniesieniu do pomiarów wykonywanych z użyciem knemometrów. Sposób przeprowadzenia badania wymagał aktywności od badanego dziecka. Fakt ten sprawiał, iż dziecko czuło się zaangażowane w proces pomiarowy, a tym samym chętnie uczestniczyło w badaniu. Pomiar nową metodą wymaga jednak współpracy dziecka z operatorem, dlatego też szacuje się, iż może być ona stosowana u dzieci w wieku od około 5 lat.

Na podstawie otrzymanych wyników można wnioskować, iż metoda pozwala zaobserwować nawet tygodniowy wzrost podudzia. Spośród uzyskanych wyników można również wyłonić te, które dotyczą dobrego stanu zdrowia dziecka jak i wyniki pochodzące z okresu jego niedyspozycji. Na podstawie przeprowadzonych badań uzyskano tygodniową wartość przyrostu długości podudzia  $\Delta\bar{L}_o$  na poziomie 0,53 mm. Należy również dodać, iż wartość ta jest zgodna z wartościami opisanymi w literaturze [11; 50; 63].

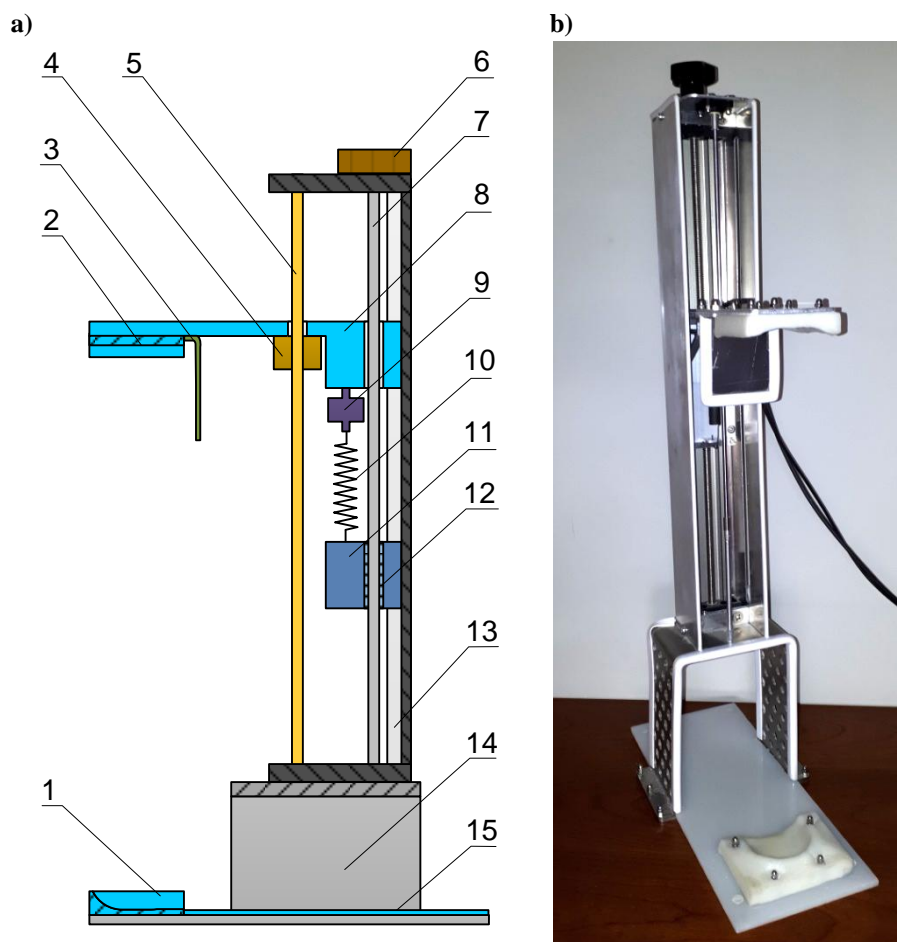
Podczas wykonywania badania, przy użyciu wstępnej, prototypowej wersji stanowiska pomiarowego, wyłoniono także obszary wymagające doskonalenia. Jednym z nich jest samo rozwiązanie konstrukcyjne przyrządu, który umożliwia pomiar tylko jednej kończyny. Zakres pomiarowy stanowiska, z powodu sposobu zamontowania liniału pomiarowego oraz niewielkiej regulacji siły nacisku, wynosi zaledwie 50 mm, co ogranicza możliwości jego zastosowań.

Uwzględniając dotychczasowe doświadczenia i oczekiwania dotyczące możliwości pomiarowych stanowiska do pomiaru wzrostu dzieci nową metodą opracowano udoskonaloną wersję stanowiska pomiarowego.

#### **4.6 Opracowanie ulepszonego prototypu stanowiska do pomiaru wzrostu dzieci nową metodą**

Poglądowy schemat udoskonalonego stanowiska pomiarowego pokazano na rys. 4.5 a). W odniesieniu do pierwszego prototypu, nowe stanowisko umożliwia pomiar bilateralny. Zwiększono także zakres pomiarowy stanowiska. Konstrukcja umożliwia pomiar podudzia w zakresie długości od 285 mm do 575 mm. Głównym elementem stanowiska jest prowadnica (13), na której zamontowane są dwa wózki – wózek stały (11) oraz wózek ruchomy (8). Wózek stały (11) jest w trakcie pomiaru nieruchomy. Posiada on nakrętkę (12) połączoną ze

śrubą (7). Obrót pokrętki (6) powoduje zmianę położenia nieruchomego wózka (11) na prowadnicy (13). Wózek (8) może swobodnie przemieszczać się po prowadnicy. Pomiedzy wózkiem ruchowym (8) a wózkiem stałym (11) zamocowana jest sprężyna (10) i połączony z nią czujnik siły (9). Za pomocą regulacji (6), ustawiana jest początkowa wartość siły nacisku  $F_d$ , poprzez wstępne napięcie sprężyny (10). Regulacja (6) powoduje obrót śruby (7) oraz przesunięcie wózka stałego (11) na prowadnicy, dzięki połączonej z nim nakrętką (12). Zmiana położenia nieruchomego wózka (11) konieczna jest także w celu dopasowania stanowiska do geometrii kończyny badanego dziecka.



**Rys. 4.5 Udoskonalona wersja stanowisko do pomiarów stykowych podudzia nową metodą, a) schemat poglądowy, b) realizacja praktyczna**

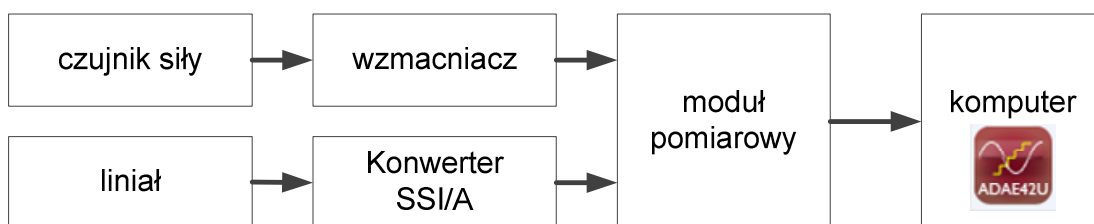
Podstawą stanowiska jest płyta (15) z profilowaną podkładką polimerową (1), umieszczaną pod stopą dziecka. Z ruchomym wózkiem (8) połączona jest płytka profilowana (2), dopasowana do powierzchni kolana. Zgięta prawa kończyna dziecka, umieszczana jest pomiędzy profilowanymi elementami stanowiska (1) i (2). Dodatkowa płytka (3), która styka się z przednią powierzchnią kolana, ustala kąt pomiędzy udem a podudziem.

Badanie polega na wykonywaniu ruchu stopą przez dziecko, poprzez jej unoszenie (zgięcie grzbietowe stopy), bez odrywania pięty od profilowanej wkładki (1). Poruszanie

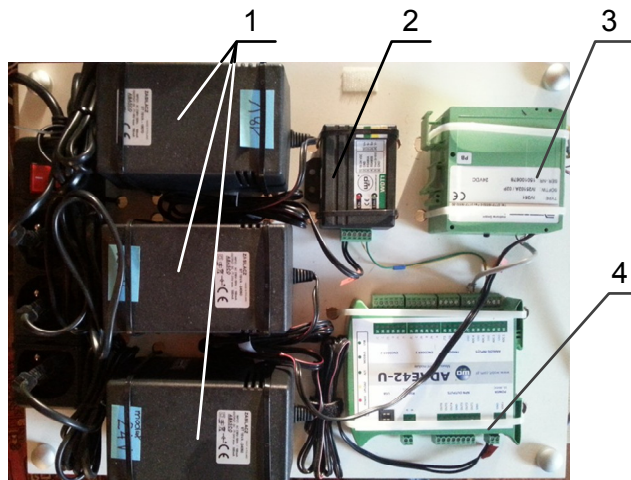
stopą, powoduje przesunięcie wózka ruchomego (8) po prowadnicy (13). Połączony z wózkiem (8) ruchomy element liniału (4), w trakcie ruchu stopy, przemieszcza się wzdłuż prowadnicy liniału (5), co pozwala na rejestrowanie chwilowej wartości długości podudzia  $L$ . Zgięcie grzbietowe stopy powoduje równoczesne napięcie sprężyny (10), połączonej z czujnikiem siły (9), którego wskazanie rejestrowane jest jako bieżący pomiar siły nacisku  $F$ . Praktyczną realizację stanowiska pokazano na rys. 4.5 b).

Na rys. 4.6 a) pokazano schemat blokowy toru pomiarowego, którym przesyłane i przetwarzane są sygnały pomiarowe stanowiska, natomiast jego widok rzeczywisty przedstawiono na rys. 4.6 b).

a)



b)

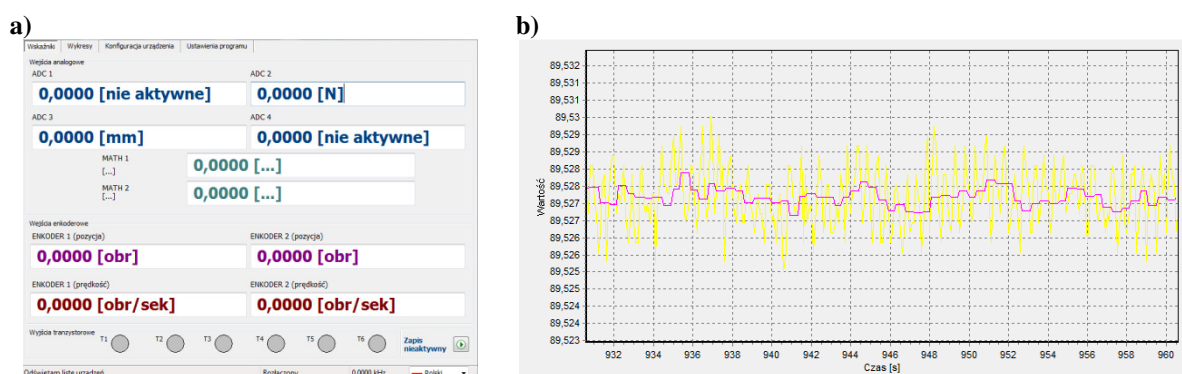


**Rys. 4.6 Tor pomiarowy a) schemat blokowy, b) realizacja praktyczna**

Sygnał elektryczny z tensometrycznego czujnika siły poprzez wzmacniacz (2) podawany jest na wejście analogowe modułu pomiarowego ADAE-42U (4), co schematycznie ilustruje rys. 4.6 a). Zastosowany w stanowisku liniał LinACE<sup>TM</sup> Renishaw posiada sygnał wyjściowy według standardu SSI, który za pomocą konwertera SSI/analog (3) podawany jest na drugie wejście analogowe modułu pomiarowego (4) (rys. 4.6 b). Moduł pomiarowy ADAE-42U, poprzez złącze USB, połączony jest z komputerem, umożliwiającym wizualizację i rejestrację analizowanych sygnałów pomiarowych.

Zasilanie elementów toru pomiarowego realizują, odpowiednio dobrane zasilacze (1) wzmacniacza, konwertera i modułu pomiarowego.

Moduł pomiarowy umożliwia równoczesny pomiar sygnałów napięciowych, odpowiadających wartościom aktualnie mierzonej długości  $L$  oraz siły nacisku  $F$ . Moduł pomiarowy połączony jest z komputerem, co korzystając z dedykowanego oprogramowania ADAE42U (rys. 4.7) pozwala na wizualizację i prezentację mierzonych sygnałów wejściowych w jednostkach wielkości mierzonych. Oprogramowanie umożliwia również rejestrację i eksport danych poddawanych później dalszej analizie.



Rys. 4.7 Okna programu ADAE42U: a) okno wskaźników, b) okno wykresów

Analizę i rejestrację sygnałów pomiarowych umożliwia dostępne specjalistyczne oprogramowanie producenta modułu pomiarowego. Oprócz bieżącej wizualizacji aktualnych wartości mierzonych sygnałów, widocznych w oknie wskaźników na rys. 4.7 a), oprogramowanie umożliwia także ustawienie sposobu i formy rejestracji tych danych oraz konfigurację urządzenia. Dodatkowe funkcje oprogramowania pozwalające na obserwację, w czasie rzeczywistym, wskazanych sygnałów pomiarowych, jak na rys. 4.7 b), są też przydatne podczas doboru parametrów konfiguracyjnych urządzenia np. doborze filtrów.

Wbudowane wewnętrzne funkcje matematyczne oprogramowania pozwalają na prezentację mierzonych sygnałów analogowych w postaci wskazań w jednostkach wielkości mierzonych. Stosownie do ustawień oprogramowania, uzyskane wyniki oraz ich zakres i forma, mogą być eksportowane w formacie np. .txt, co umożliwia ich dalszą analizę.



## **4.7 Analiza metrologiczna nowej metody wzrostu dzieci i wyznaczenie niepewności pomiaru**

### **4.7.1 Źródła niepewności pomiaru**

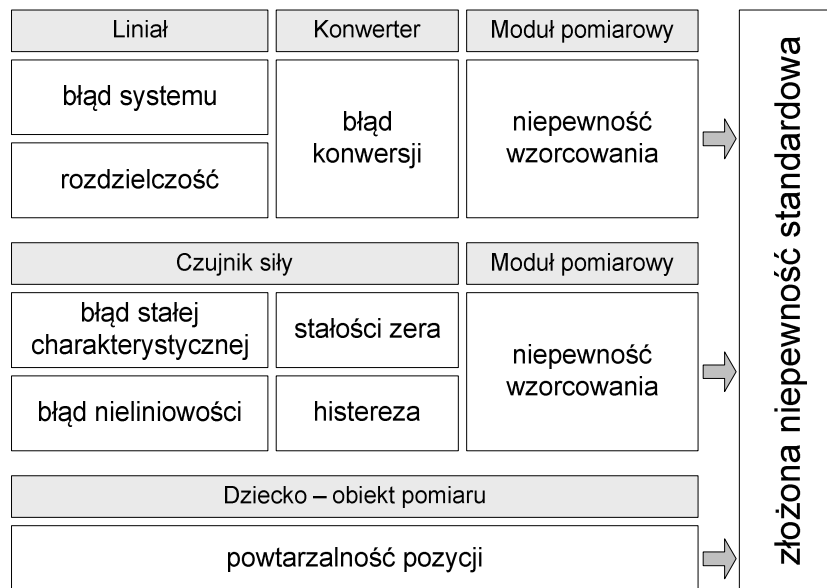
W realizowanym zadaniu pomiarowym zidentyfikowano dwie główne grupy źródeł niepewności pomiaru. Pierwszą z nich jest grupa związana z obiektem pomiarowym, czyli dzieckiem biorącym udział w badaniu. Drugą natomiast jest stanowisko pomiarowe i pochodzące od niego źródła niepewności pomiaru, związane z przetwarzaniem sygnałów pomiarowych w torze pomiarowym.

Do wielkości wejściowych, pochodzących od źródła, którym jest zastosowany w stanowisku liniał pomiarowy, zgodnie ze specyfikacją producenta, możemy zaliczyć jego rozdzielczość oraz błąd systemu [85]. Ze względu na fakt, iż w torze sygnału pomiarowego, pochodzącego od liniału, dodatkowo znajduje się konwerter sygnału SSI/analog, uwzględniana w budżecie niepewności pomiaru została wielkość wejściowa z nim związana. Ostatecznie sygnał analogowy na wyjściu konwertera przetwarzany jest przez moduł pomiarowy, który jest kolejnym źródłem niepewności pomiaru.

Błąd ustawienia wartości początkowej siły  $F_d$ , i zastosowaną w związku z nim poprawką stanowi kolejne źródło niepewności pomiaru. Pochodzące od niego wielkości wejściowe związane są z błędem pomiaru siły. W torze pomiarowym przetwarzania mierzonej wartości siły nacisku, źródłami wielkości wejściowych, które mogłyby zostać uwzględnione w budżecie niepewności pomiaru są: czujnik siły oraz moduł pomiarowy. W przypadku czujnika siły należy tu wspomnieć o jego błędzie nieliniowości, histerezie, stałości zera oraz błędzie stałej charakterystycznej czujnika, w odniesieniu do specyfikacji producenta [86]. Analogicznie, jak w przypadku liniału pomiarowego, występuje również wielkość wejściowa, w tym torze przetwarzania sygnału analogowego, pochodząca od modułu pomiarowego.

W przypadku źródła niepewności pomiaru, którym jest badane dziecko, w budżecie niepewności zidentyfikowano jedną wielkość wejściową. Niniejsza wielkość wejściowa związana jest z powtarzalnością pozycji dziecka, jaka uzyskiwana jest na stanowisku pomiarowym, przy powtarzaniu badania w danym dniu pomiarowym.

Zidentyfikowane źródła niepewności pomiaru oraz pochodzące od nich wielkości wejściowe, zilustrowano na rys. 4.8.



Rys. 4.8 Źródła niepewności pomiaru oraz pochodzące od nich wielkości wejściowe

W pierwszym etapie analizy metrologicznej, szczegółowo omówiono budżety niepewności pomiaru związane z pomiarem mierzonych wielkości fizycznych ( $L$  i  $F$ ).

### Tor przetwarzania sygnału pomiarowego $L$

W realizowanym zadaniu pomiarowym wyznaczany jest zbiór punktów pomiarowych ( $L, F$ ). Pomiar każdej  $l$ -tej długości  $L$  można zapisać za pomocą równania pomiaru:

$$L_l = (U_L + p_k + p_m) \cdot w_L + p_l, \quad (4.8)$$

gdzie:

$U_L$  – wartość napięcia odpowiadająca  $l$ -tej wartości zmierzonej długości podudzia,

$p_k$  – poprawka związana z błędem konwersji konwertera SSI/analog,

$p_m$  – poprawka wynikająca z wzorcowania modułu pomiarowego,

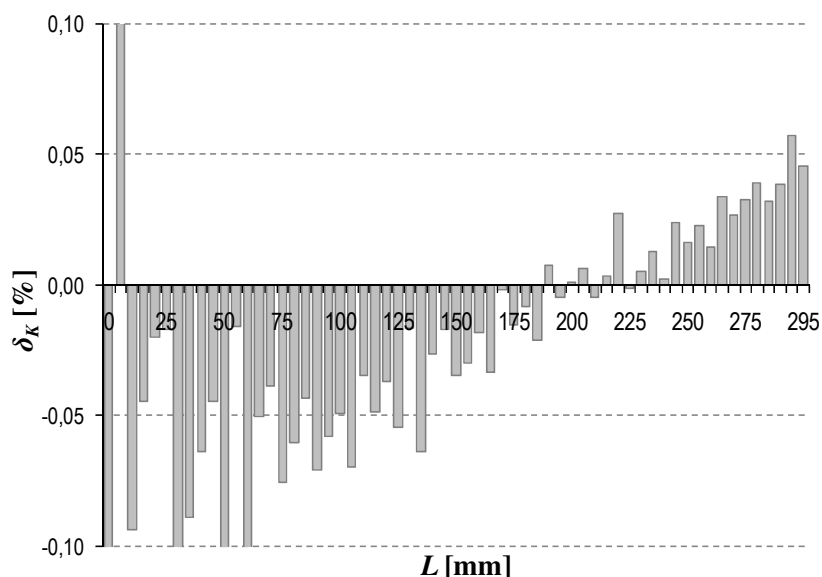
$w_L$  – mnożnik elektrycznego sygnału pomiarowego, przetwarzanego przez tor pomiarowy, zastosowany celem odniesienia mierzonego sygnału elektrycznego do jednostki miary długości,

$p_l$  – poprawka pochodząca od zastosowanego w stanowisku liniału pomiarowego i związanego z nim błędem systemu i rozdzielczością.

Błąd konwersji, zastosowanego w stanowisku konwertera, według specyfikacji producenta wynosi 0,1 % [87]. Mając na uwadze powyższe, przeprowadzono sprawdzenie właściwości konwertera. W tym celu na wejście konwertera podano sygnał cyfrowy imitującego sygnał z liniału pomiarowego, natomiast na jego wyjściu mierzono wartość

sygnału analogowego, za pomocą multimetru cyfrowego 6½ cyfry Keithley 2000. Przetwarzanie konwertera sprawdzono w 62 punktach, w całym zakresie pomiarowym zastosowanego w stanowisku pomiarowym liniału, co imitowało zmianę długości ze skokiem 5 mm. Na tej podstawie wykonano charakterystykę przejściową konwertera, czyli określono wartość sygnału napięciowego na wyjściu konwertera, w funkcji wejściowego sygnału cyfrowego. W oparciu o wyznaczoną charakterystykę wyznaczono błąd konwersji  $\delta_K$  dla całego zakresu pomiarowego stanowiska, jak pokazano na rys. 4.9.

W wyniku przeprowadzonej symulacji otrzymano błąd konwersji  $\delta_K$  występujący w zakresie, odpowiadającym zakresowi wykonywanych badań (120 – 210) mm, o połowę mniejszy, niż podaje specyfikacja producenta. Do wyznaczenia niepewności standardowej  $u(p_k)$ , której źródłem jest konwerter SSI/analog przyjęto zatem wartość błędu konwertera  $\delta_K$  równą 0,05 %. Dla estymaty poprawki  $p_k$  przyjęto wartość równą 0, z niepewnością  $u(p_k)$  dla której przyjęto rozkład prostokątny.



Rys. 4.9 Wyznaczenie błędu konwersji konwertera SSI/analog

Zastosowany w torze pomiarowy moduł pomiarowy pełni w istocie funkcję woltomierza, o zakresie pomiarowym od 0 V do 10 V. W celu określenia jego błędu pomiaru, przeprowadzono jego wzorcowanie. W tym celu, jak pokazano, tabela 4.2, w każdym z wybranych punktów zakresu pomiarowego wykonano serię 30 pomiarów. Jako wzorzec odniesienia użyto kalibrator wielofunkcyjny 5720A [88].

W wyniku przeprowadzonego wzorcowania można stwierdzić, iż wyznaczona wartość błędu pomiaru modułu pomiarowego  $\delta U_m$ , z uwzględnieniem niepewność pomiaru  $U(\delta U_m)$ , w całym zakresie pomiarowym, nie przekracza 0,001 V. Wartość tę przyjęto jako największy dopuszczalny błąd pomiaru modułu pomiarowego  $\delta_m$ , na podstawie którego wyznaczono

wartość niepewności standardowej  $u(p_m)$ . Jako wartość estymaty poprawki  $p_m$  przyjęto wartość równą 0.

**Tabela 4.2 Wyniki wzorcowania modułu pomiarowego**

Wartość nominalna	Wartość zmierzona	Błąd pomiaru	Nieprawność pomiaru
$U_{nom}$	$U_m$	$\delta U_m$	$U(\delta U_m)$
V			
0	0,00091	0,00091	0,00006
1	0,99991	-0,00009	0,00006
3	2,99983	-0,00017	0,00006
5	4,99975	-0,00025	0,00007
7	6,99952	-0,00048	0,00007
9	8,99944	-0,00056	0,00008
10	9,99960	-0,00040	0,00007

Zastosowany w stanowisku liniał pomiarowy charakteryzuje błąd systemu wynoszący 50  $\mu\text{m}$  oraz rozdzielczość 1  $\mu\text{m}$  [85]. Właściwości te w równaniu pomiaru reprezentuje poprawka  $p_l$ , od której pochodzi niepewność standardowa  $u(p_l)$ . W obliczeniach przyjęto zerową wartość poprawki  $p_l$ . Dla niepewności standardowej  $u(p_l)$  założono rozkład prostokątny.

Po wyznaczeniu współczynników wrażliwości, jako pochodnych cząstkowych równania pomiaru, po poszczególnych wielkościach wejściowych [89; 90; 91], zgodnie z przyjętymi założeniami przygotowano tabelę budżetu niepewności (tabela 4.3). Zaprezentowany budżet niepewności pomiaru  $u(L_l)$  wyznaczono dla maksymalnej wartości  $L$  występującej podczas eksperymentu.

**Tabela 4.3 Tabela budżetu niepewności  $u(L_l)$**

Wielkość wejściowa $X_i$	Estymata $x_i$	Niepewność standardowa $u(x_i)$	Rozkład prawdopodobieństwa	Współczynnik wrażliwości $c_i$	Udział niepewności $u_i(L_l)$	
$U_l$	7,12 V	-	-	-	-	
$p_k$	0 V	0,0021 V	prostokątny	29,5 mm/V	0,061 mm	
$p_m$	0 V	0,00058 V	prostokątny	29,5 mm/V	0,017 mm	
$w_L$	29,5 mm/V	stała				
$p_l$	0 mm	0,029 mm	prostokątny	1	0,029 mm	
$L_l$	210 mm					0,069 mm

Dla rzędnej charakterystyki  $\hat{L}_i = f(F)$  najmniejsza mierzona wartość to 120 mm. Postępując analogicznie, jak opisano wcześniej, dla tej wartości  $L$ , uzyskano wartość niepewność pomiaru  $u(L_i)$  wynoszącą 0,048 mm.

### Tor przetwarzania sygnału pomiarowego $F$

Pomiarowi każdej  $l$ -tej długości  $L_l$  odpowiada równoczesny pomiar siły nacisku  $F_l$ , który można wyrazić za pomocą równania pomiaru:

$$F_l = (U_F + p_s + p_{nl} + p_{sch} + p_m) \cdot w_F, \quad (4.9)$$

gdzie:

$U_F$  – wartość napięcia odpowiadająca  $l$ -tej zmierzonej wartości siły nacisku,

$p_s$  – poprawka pochodząca od stabilności czujnika siły,

$p_{nl}$  – poprawka wynikająca z nieliniowości czujnika siły,

$p_{sch}$  – poprawka pochodząca od stałej charakterystycznej czujnika siły,

$p_m$  – poprawka wynikająca z wzorcowania modułu pomiarowego,

$w_F$  – mnożnik elektrycznego sygnału pomiarowego, przetwarzanego przez tor pomiarowy, zastosowany celem odniesienia mierzonego sygnału elektrycznego do jednostki miary siły.

W celu oszacowania składnika niepewności pomiaru, którego źródłem jest czujnik siły, przeanalizowane zostały informacje (tabela 4.4), zawarte w jego świadectwie wzorcowania.

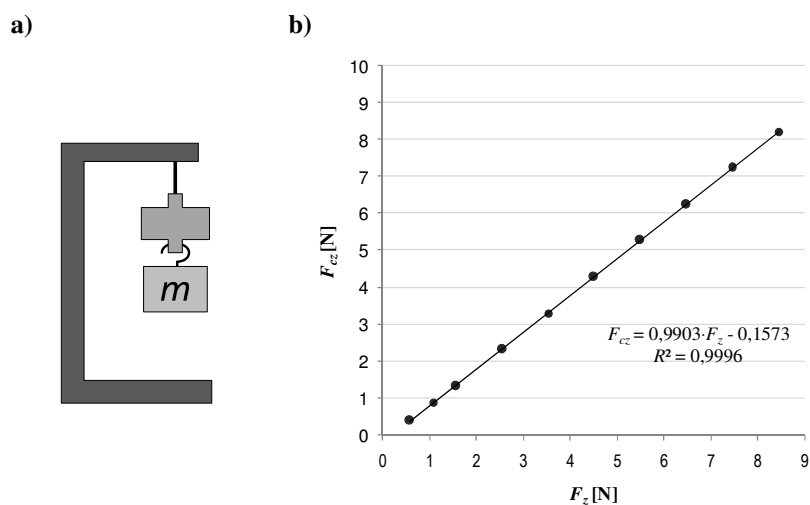
Mając na uwadze fakt, iż w realizowanym zadaniu pomiarowym analizie poddawane są charakterystyki wyznaczone przy jednym kierunku działania siły nacisku, czyli przy pracy czujnika poddanego działaniem siły rozciągającej, stąd też do dalszych oszacowań w budżecie niepewności pomiaru siły nie została uwzględniona histereza pomiarowa.

**Tabela 4.4 Tabela parametrów czujnika siły**

Model	EMS 20, nr 23168
Zakres pomiarowy	50 N
Nieliniowość	0,003 N (0,006 % zakresu)
Histereza	0,072 N (0,144 % zakresu)
Stabilność zera	0,426 N (0,8517 % zakresu)
Błąd stałej charakterystycznej	1,5 mV $\pm$ 2 %

Również ze względu na sposób wykonywania badania, podczas którego czujnik siły nie jest wprowadzany w stan równowagi pomiędzy przejście z trybu pracy przy rozciąganiu w tryb pracy na ściskanie, podane równanie pomiaru nie zawiera składnika wynikającego z balansu zera w układzie. Nie mniej jednak podczas wykonywania badania zaobserwowano wahania wskazań czujnika, przy ustawionej wartości siły nacisku o maksymalnej wartości równej 0,005 N (co odpowiada wartości 0,001 V sygnału elektrycznego). Wartość tę wprowadzono do budżetu niepewności i oznaczono jako błąd stabilności czujnika  $\delta_s$ . Dla pochodzącej od niego poprawki  $p_s$  przyjęto wartość równą 0 z niepewnością standardową  $u(p_s)$ , dla której założono rozkład prostokątny.

Podana w świadectwie wzorcowania wartość nieliniowości czujnika, została wyznaczona dla jego całego zakresu pomiarowego, czyli (0 – 50) N. W realizowanym eksperymencie wartość napięcia sygnału wyjściowego czujnika siły nie przekraczała wartości (0,02 – 1,7) V, co odpowiadało jego zakresowi pracy (0,1 – 8,5) N. Z tego też względu wyznaczono błąd nieliniowości czujnika w zakresie, w którym faktycznie go stosowano. W tym celu czujnik wymontowano ze stanowiska i umieszczono w statywie (rys. 4.10).



**Rys. 4.10** Badanie liniowości czujnika siły w jego zakresie pracy:  
a) schemat stanowiska do badań, b) wyznaczona charakterystyka  $F_{cz} = f(F_z)$

Siłę, działającą na czujnik w kierunku rozciągania  $F_z$ , zadawano poprzez mocowane w osi czujnika wzorców masy o wartościach  $m$ . Badanie wykonano dla rosnącej wartości siły  $F_z$ , działających na czujnik. Zadane wartości siły oraz otrzymane wskazania czujnika  $F_{cz}$ , zestawiono, tabela 4.5.

**Tabela 4.5 Badanie czujnika siły – tabela wyników**

Masa	Siła zadana	Wskazanie czujnika siły	Błąd wskazania
$m$	$F_z$	$F_{cz}$	$F_{cz} - F_z$
g	N		
59,264	0,58	0,39	-0,19
109,264	1,07	0,88	-0,19
159,264	1,56	1,33	-0,24
259,264	2,54	2,31	-0,23
359,264	3,52	3,30	-0,23
459,264	4,51	4,28	-0,22
559,264	5,49	5,27	-0,22
659,264	6,47	6,26	-0,21
759,264	7,45	7,24	-0,21
859,264	8,43	8,23	-0,20

Na podstawie uzyskanych wyników pomiaru znaleziono prostą regresji, co pokazano na rys. 4.10 b). Następnie, na tej podstawie wyznaczono błąd nieliniowości czujnika  $\delta_{nl}$ , który w przyjętym zakresie pracy nie przekracza 0,45 %.

Można zauważyć, iż znaczne zwiększenie wartości błędu nieliniowości jest spowodowane zawężonym zakresem pracy czujnika. Z błędem nieliniowości związana jest występująca w równaniu pomiaru siły poprawka  $p_{nl}$  i pochodząca od niej niepewność standardowa  $u(p_{nl})$ . Dla poprawki addytywnej  $p_{nl}$  założono wartość równą 0, a dla charakteryzującej jej niepewności szandarowej przyjęto rozkład prostokątny.

Ostatecznie w budżecie niepewności, w torze przetwarzania sygnału, pochodzącego od czujnika siły uwzględniono błąd nieliniowości  $\delta_{nl}$ , błąd stabilności  $\delta_s$  oraz błąd stałej charakterystycznej  $\delta_{sch}$ , podany wcześniej, tabela 4.4. Analogicznie jak w torze przetwarzania sygnału z liniału pomiarowego, jako ostanie źródło niepewności pomiaru uwzględniono błąd pomiaru modułu pomiarowego  $\delta_m$ , który wyznaczono z uwzględnieniem niepewności wzorcowania  $U(\delta U_m)$ .

Dla wielkości osi odciętych zestawiono tabelę budżetu niepewności pomiaru (tabela 4.6). Budżet niepewności  $u(F_l)$  wyznaczono, jak w przypadku  $L$ , także dla maksymalnej wartości  $F$  mierzonej podczas eksperymentu.

Najmniejsza wartość  $F$  odpowiadająca ustalonej wartości  $F_d$  wynosi 0,1 N (0,02 V). Szacując wartość niepewności pomiaru  $u(F_l)$ , dla tego punktu otrzymano wartość 0,004 N.

**Tabela 4.6 Tabela budżetu niepewności  $u(F_I)$**

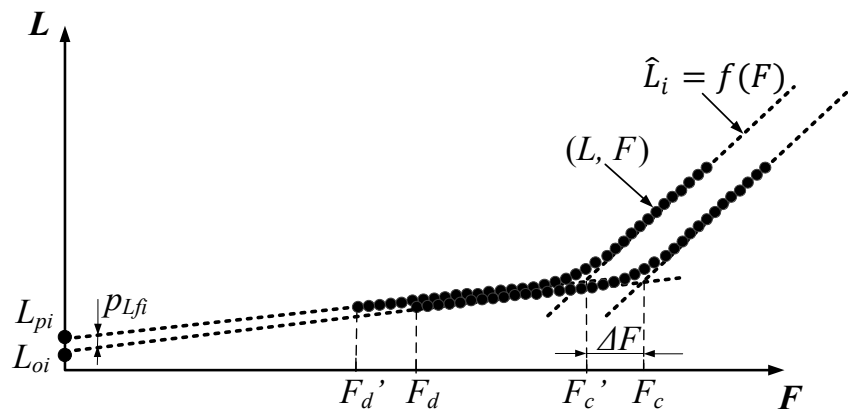
Wielkość wejściowa $X_i$	Estymata $x_i$	Niepewność standardowa $u(x_i)$	Rozkład prawdopodobieństwa	Współczynnik wrażliwości $c_i$	Udział niepewności $u_i(F_I)$
$U_F$	1,7 V	-	-	-	-
$p_s$	0 V	0,00058 V	prostokątny	5 N/V	0,0029 N
$p_{nl}$	0 V	0,0044 V	prostokątny	5 N/V	0,022 N
$p_{sch}$	0 V	0,000017 V	prostokątny	5 N/V	0,000087 N
$p_m$	0 V	0,00058 V	prostokątny	5 N/V	0,0029 N
$w_F$	5 N/V	stała			
$F_I$	8,5 N				0,0225 N

### Powtarzalność pozycji dziecka

Ze względu na fakt, iż każdego dnia pomiarowego wykonywano 3 serie pomiarowe ( $k = 3$ ), na tej podstawie określono rozstęp  $R_{L_{oi}}$  i pochodzącą od niego niepewność standardową  $u(\bar{L}_{oi})$ . Niepewność ta reprezentuje uzyskaną powtarzalność pozycji dziecka na stanowisku w  $i$ -tym tygodniu pomiaru. Estymatą tej wielkości wejściowej jest średnia  $\bar{L}_{oi}$  z trzech pomiarów  $L_{oik}$ . Przyjęto rozkład prostokątny niepewności standardowej  $u(\bar{L}_{oi})$ .

### 4.7.2 Równanie pomiaru

W każdym  $i$ -tym tygodniu badań wyznaczano charakterystykę  $\hat{L}_i = f(F)$ . Badanie poprzedzono ustawieniem wartości siły  $F_d$ , czyli skorygowaniem wartości  $F_d'$  do wartości  $F_d$ . Ze zmianą tą związany jest błąd ustawienia siły  $F_d$ , oznaczony jako  $\Delta F$ , co poglądowo pokazano na rys. 4.11. Przyjęto określoną, charakterystyczną dla wyznaczanego modelu  $\hat{L}_i = f(F)$  wartość  $F_c$  jako stałą, w całym cyklu pomiarowym. Dla przykładu pokazano, iż wartość taka może być punktem przecięcia dwóch prostych aproksymujących otrzymane podczas badania wyniki pomiarów.



**Rys. 4.11 Zasada korygowania błędu ustawienia siły  $F_d$**



Błąd ustawienia siły  $\Delta F$ , występujący podczas pomiaru, powoduje przesunięcie wyznaczonej krzywej  $\hat{L}_i = f(F)$  wzdłuż osi odciętych. Skutkiem tego przesunięcia jest zmiana wartości otrzymanego wyniku pomiaru, którą w tej sytuacji jest wartość  $L_{pi}$ . Ustalając stałą charakterystyczną wartości  $F_c$  możliwa jest korekcja wyznaczonej wartości  $L_{pi}$  poprzez zastosowanie poprawki  $p_{Lfi}$ , obliczanej oddzielnie dla każdej sporządzanej charakterystyki  $\hat{L}_i = f(F)$ , na podstawie wyznaczonej dla modelu wartości  $F_c'$  oraz przyjętej wartości  $F_c$ .

Zabieg ten zapewnia stałe położenie charakterystyk  $\hat{L}_i = f(F)$  wyznaczanych w kolejnych tygodniach badań względem osi odciętych.

Podczas praktycznej realizacji eksperymentu otrzymane wyniki pomiarów ( $F$ ,  $L$ ) dzielono na dwa obszary  $I$  i  $II$ , a następnie aproksymowano za pomocą dwóch prostych  $l_I$  i  $l_{II}$  o równaniach:

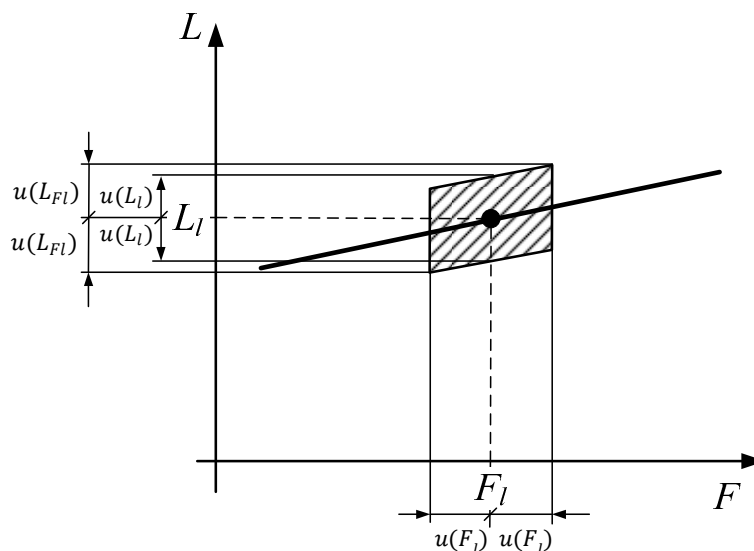
$$l_I: L = a \cdot F + L_{pi}, \quad (4.10)$$

$$l_{II}: L = a' \cdot F + L'_{pi}, \quad (4.11)$$

przecinających się w punkcie  $F_c'$ .

Korzystając z równania (4.10), mając oszacowane niepewności zmiennych  $L$  i  $F$  można wyznaczyć niepewności charakteryzujące współczynniki równania, czyli  $u(a)$  i  $u(L_{pi})$ .

Z przeprowadzonych wcześniej obliczeń wiadomo, iż niepewności  $u(L_I)$  i  $u(F_I)$  przyjmują różne wartości, w rozpatrywanym zakresie zmian wielkości  $L$  i  $F$ . Dla uproszczenia w dalszej analizie, przyjęto stałe wartości niepewności  $u(L_I)$  i  $u(F_I)$  w mierzonym zakresie pomiarowym i założono dla nich maksymalne, z wyznaczonych wartości. W ogólnym przypadku z każdym mierzonym punktem charakterystyki związana jest niepewność, określona obszarem, jak pokazano na rys. 4.12.



Rys. 4.12 Ilustracja graficzna obszaru niepewności pomiaru punktu o współrzędnych  $(F_l, L_l)$

Na rys. 4.12 zaznaczono także niepewność  $u(L_{Fl})$ , która prezentuje wpływ niepewności  $u(F_l)$  na zmienną  $L$  [82]. Korzystając z przeniesienia skutków niepewności odciętych na oś rzędnych otrzymywano niepewność zmiennej  $L$  wyrażoną wzorem:

$$u(L) = \sqrt{u(L_l)^2 + u(L_{Fl})^2}, \quad (4.12)$$

gdzie:

$$u(L_{Fl}) = a \cdot u(F_l). \quad (4.13)$$

Wartość współczynnika  $a$  przyjęta w obliczeniach niepewności  $u(L_{Fl})$  odpowiada największej wartości współczynnika kierunkowego prostej, wyznaczonej na podstawie punktów pomiarowych w obszarze  $I$ , którą uzyskano ze wszystkich wyników eksperymentu i wynosi ona 0,2 mm/N.

Prowadząc prostą przez punkty o współrzędnych  $(F_l, L_l)$ , wyznaczone w trakcie pomiarów, posłużono się regresją zwyczajną. Niepewność wyznaczanych współczynników kierunkowych prostej  $l_l$  opisują wówczas równania [83]:

$$u_a = \sqrt{\frac{n_l \cdot u(L)^2}{n_l \cdot \sum_{l=1}^{n_l} F_l^2 - (\sum_{l=1}^{n_l} F_l)^2}}, \quad (4.14)$$

$$u(L_{pi}) = \sqrt{\frac{u(L)^2 \cdot \sum_{l=1}^{n_l} F_l^2}{n_l \cdot \sum_{l=1}^{n_l} F_l^2 - (\sum_{l=1}^{n_l} F_l)^2}}, \quad (4.15)$$

gdzie:

$n_l$  – liczba pomiarów, na podstawie których opracowywana jest prosta  $l_l$ .

Następnie korzystając z równania (4.11) wyznaczono błąd przesunięcia charakterystyki  $\Delta F_i$  i pochodzącą od niego poprawkę  $p_{Lfi}$ . Równanie (4.10) można wówczas przedstawić jako:

$$L = a \cdot (F + \Delta F_i) + L_{pi}. \quad (4.16)$$

Sprowadzając otrzymane równanie (4.16) do warunków pomiarów bezstykowych ( $F = 0$ ) przyjmuje ono postać:

$$L_{oik} = a \cdot \Delta F_{ik} + L_{pik} \quad (4.17)$$

lub wprowadzając symbol poprawki:

$$L_{oik} = L_{pik} + p_{Lfik}, \quad (4.18)$$

gdzie indeksem  $k$  oznaczono numer serii pomiarowej wykonanej w  $i$ -tym tygodniu eksperymentu. Ostatecznie równanie pomiaru, opisujące wyznaczaną długość podudzia  $L_{oi}$  w  $i$ -tym tygodniu badania przyjmuje postać ogólną:

$$L_{oi} = \bar{L}_{oi} + p_{\Delta F} + p_{Lp}, \quad (4.19)$$

gdzie:

$\bar{L}_{oi}$  – średnia długość podudzia otrzymana w  $i$ -tym tygodniu, wyznaczona na podstawie wykonanych serii pomiarowych,

$p_{\Delta F}$  – poprawka reprezentująca przesunięcie charakterystyki o  $\Delta F$  i korygowanie wyznaczanych wartości  $L_{pik}$ ,

$p_{Lp}$  – poprawka związana z niepewnością wyznaczenia poszczególnych wartości  $L_{pik}$ .

W równaniu (4.19) dla poprawki  $p_{\Delta F}$  przyjęto estymatę równą 0 z niepewnością  $u(p_{\Delta F})$  równą niepewności  $u(L_{Fi})$ . Wyraża ona skutek niepewności wyznaczenia błędu  $\Delta F$  na wynik pomiaru. Poprawka  $p_{Lp}$  reprezentuje niepewność wyznaczenia wartości  $L_{pik}$  w  $i$ -tym tygodniu. Dla estymaty poprawki  $p_{Lp}$  przyjęto wartość 0. Z przeprowadzonych analiz wynika, iż w  $i$ -tym tygodniu badania jednego dziecka wyznaczone, dla poszczególnych prostych, niepewności  $u(L_{pik})$  przyjmują podobne wartości. Jako niepewność poprawki  $u(p_{Lp})$  przyjęto największą z uzyskanych wartości, czyli 0,035 mm.

Tabela 4.7 prezentuje przykład oszacowania niepewności pomiaru  $u(L_{oi})$ . Niepewność standardową  $u(\bar{L}_{oi})$  oszacowano na podstawie średniej wartości rozstępu  $R_{L_{oi}}$  jaki uzyskano w całym eksperymencie.

**Tabela 4.7 Tabela budżetu niepewności  $u(L_{oi})$**

Wielkość wejściowa $X_i$	Estymata $x_i$	Niepewność standardowa $u(x_i)$	Rozkład prawdopodobieństwa	Współczynnik wrażliwości $c_i$	Udział niepewności $u_i(L_{oi})$
$\bar{L}_{oi}$	155,45 mm	0,103 mm	prostokątny	1	0,103 mm
$p_{\Delta F}$	0 mm	0,0045 mm	prostokątny	1	0,0045 mm
$p_{Lp}$	0 mm	0,035 mm	normalny	1	0,035 mm
$L_{oi}$	155,45 mm				0,11 mm

Ze względu na fakt, iż w zaprezentowanym budżecie niepewności pomiaru, składnikiem dominującym jest składnik pochodzący od rozstępu charakteryzującego wartość  $\bar{L}_{oi}$  uzyskaną w  $i$ -tym tygodniu eksperymentu przyjęto, iż wynik pomiaru, którym jest w tym przypadku  $L_{oi}$  będzie charakteryzował się także rozkładem prostokątnym. W celu weryfikacji przyjętego założenia przeprowadzono symulację z wykorzystaniem metody Monte Carlo [92]. Dla trzech wartości rozstępu  $R_{Loi}$  wyznaczono niepewności rozszerzone  $U_{Lo}$ , przy założeniu rozkładu prostokątnego  $u(\bar{L}_{oi})$  i porównano je z wynikiem uzyskanym metodą Monte Carlo, wykorzystując oprogramowanie MCM Alchimia v 4.2 [93].

**Tabela 4.8 Weryfikacja niepewności rozszerzonej  $U_{Lo}$**

Rozstęp	Złożona niepewność standardowa	Współczynnik rozszerzenia	Niepewność rozszerzona	Niepewność pomiaru wg MC
$R_{Loi}$	$u(L_{oi})$	$k$	$U_{Lo}$	$U_{Lo}$ (MC)
mm	mm	( $\gamma = 95,45\%$ )	mm	mm
1,19	0,345	1,65	0,57	0,57
0,36	0,11	1,65	0,18	0,19
0,021	0,036	2 <sup>a)</sup>	0,072	0,072

<sup>a)</sup> współczynnik rozszerzenia przy założeniu rozkładu normalnego

Przeprowadzona symulacja potwierdza przyjęte założenie rozkładu opisującego wynik pomiaru, przy czym dla mniejszych wartości rozstępu, składnik pochodzący od rozstępu nie jest już dominujący, wówczas bardziej właściwym jest założenie rozkładu normalnego.

Mając niepewności standardowe  $u(L_{oi})$  opisujące dwie analizowane wartości  $L_{oi}$ , wyznaczono złożoną niepewność standardową  $u(\Delta L_o)$ . Niepewność ta, odniesiona do tygodniowego przyrostu długości podudzia, jest wyrażona zależnością:

$$u(\Delta L_o) = \sqrt{u(L_{o(i+1)}) + u(L_{oi})}. \quad (4.20)$$

Niepewność pomiaru  $u(\Delta L_o)$  jest złożeniem niepewności dwóch wyników pomiaru, które w zależności od wartości rozstępu  $R_{Loi}$ , mogą być opisane za pomocą rozkładu prostokątnego lub normalnego.

W związku z powyższym, przy założeniu, iż do wyznaczenia wzrostu podudzia  $\Delta L_o$ , wzięto dwa wyniki opisane różnymi rozkładami prawdopodobieństwa, z których żaden nie jest dominujący, przyjęto rozkład normalny jako opisujący wyznaczany wzrost podudzia  $\Delta L_o$ .

Ostatecznie zatem szacowaną niepewność pomiaru będącą niepewnością rozszerzoną, podawano dla współczynnika rozszerzenia  $k = 2$  i  $\gamma = 95,45 \%$ , zgodnie z zależnością:

$$U_{\Delta L} = k \cdot u(\Delta L_o). \quad (4.21)$$

## **5. Badanie wzrostu przykładowej grupy dzieci nową metodą**

W celu zbadania przydatności opracowanej metody do pomiaru wzrostu dzieci w krótkich interwałach czasowych, przeprowadzono badania na grupie dzieci. Badania miały na celu praktyczną weryfikację metody, podczas realizowania pomiarów dzieci o różnych parametrach takich jak: płeć, wiek, wysokość ciała, masa ciała, stan zdrowia, aktywność fizyczna.

### **5.1 Charakterystyka grupy dzieci**

Badaniu poddano grupę 20 dzieci, w tym 12 chłopców i 8 dziewczynek. Zdecydowana większość z nich była uczniami trzeciej klasy – osiemnaścioro uczniów. Dodatkowo w badaniu uczestniczyli dwaj chłopcy z piątej i szóstej klasy. Najmłodsze dziecko, w badanej grupie, miało 8,5 lat, najstarsze 12,5. Średnia wieku dla grupy to 9,8 lat. Kilkunastu uczniów z grupy uprawia sport. Intensywność treningu oraz problemy zdrowotne oznaczono odpowiednim symbolami „\*„ #” (tabela 5.1).

Dzieci uprawiające sport wyczynowo, czyli około 10 godzin tygodniowo, oznaczono symbolem „\*\*”, natomiast dzieci związane ze sportem rekreacyjnie – symbolem „\*”. Dzieci z problemami zdrowotnymi, które zgłosili rodzice, oznaczono symbolem „#”.

Badane dzieci pochodziły ze środowiska miejskiego, były zadbane, wychowujące się w rodzinach, w których otoczone są troską i miłością.

**Tabela 5.1. Charakterystyka badanej grupy dzieci**

Kod dziecka	Wiek	Wysokość ciała	Masa ciała		Uwagi	
	lat	cm	Wg siatki centylowej	kg		
D1	9,5	129,5	3-10	25,75	10-25	**
D2	9,7	130	3-10	27,8	10-25	**
D3	9,8	138	25-50	32,7	25-50	**
D4	9,8	136	25-50	31,3	25-50	#
D5	9,3	134	25-50	37,2	75-90	
D6	9,7	139	50-75	28	10-25	
D7	9	142,5	75-90	38,9	75-90	*
D8	10,3	155	> 97	45	75-90	
B1	11,5	140	3-10	30	3-10	
B2	12,3	147	10-25	32,2	3-10	** #
B3	9,4	134	10-25	27,45	10-25	* #
B4	9,7	134	10-25	28,85	10-25	*
B5	9,7	134,5	10-25	35,3	50-75	**
B6	9,1	135	25-50	33,95	50-75	
B7	10	144	50-75	36,85	50-75	*
B8	9,3	139,5	50-75	35,36	50-75	
B9	8,5	137	50-75	33,1	50-75	**
B10	9,7	142	50-75	56,6	> 97	*
B11	9,3	146	90-97	35,9	50-75	*
B12	9,7	150	90-97	49	90-97	

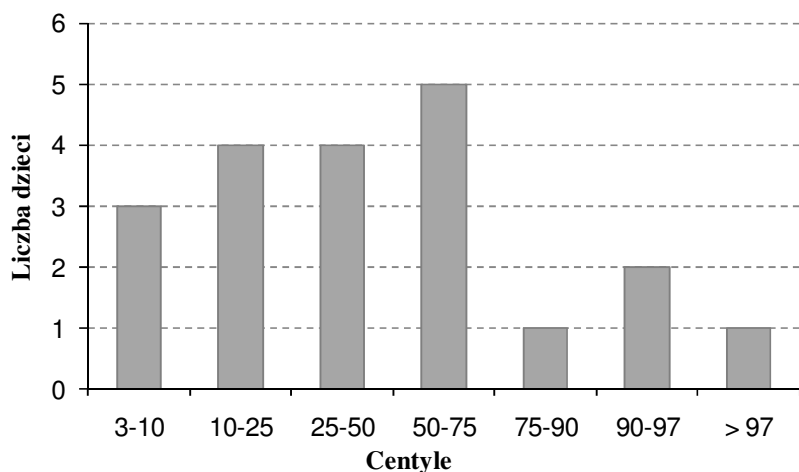
\* dzieci uprawiające sport rekreacyjnie

\*\* dzieci uprawiające sport wyczynowo

# dzieci z problemami zdrowotnymi

Dziewczynki i chłopców rozróżniono kodem literowym odpowiednio „D” i „B”. W celu odniesienia badanej grupy do populacji, na podstawie pomiarów masy ciała i wysokości oraz znanego wieku dzieci, ich parametry zostały odczytane z siatek centylowych [94; 95]. Otrzymane wyniki zestawiono, tabela 5.1.

Histogram przedstawiający liczbę dzieci zakwalifikowanych do odpowiednich przedziałów siatki centylowej, pod względem wysokości ciała zaprezentowano na rys. 5.1.



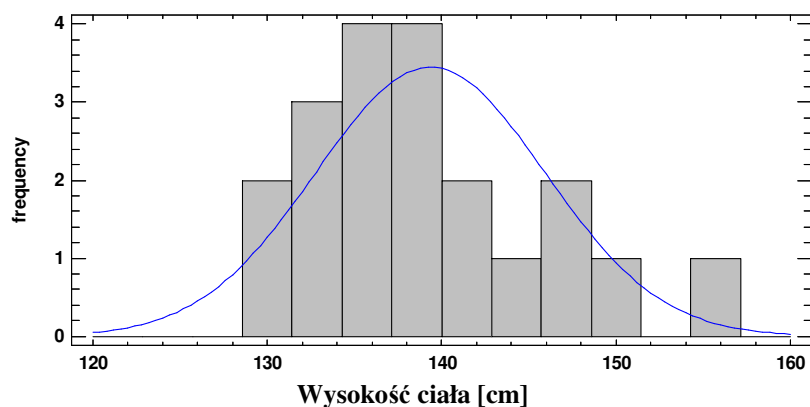
**Rys. 5.1** Badana grupa dzieci w odniesieniu do siatek centylowych wysokości ciała

Sprawdzono, czy wybrana grupa pochodzi z rozkładu normalnego. Otrzymaną wartość statystyki testu Shapiro – Wilka oraz odpowiadający jej poziom prawdopodobieństwa zestawiono niżej, tabela 5.2, natomiast histogram ilustrujący rozkład wysokości ciała dzieci z badanej grupy pokazano na rys. 5.2.

**Tabela 5.2.** Sprawdzenie normalności rozkładu badanej grupy

Parametr	Wartość statystyki Shapiro-Wilka	Prawdopodobieństwo $p$
wysokość ciała	0,956	0,469

W przypadku oceny parametru jakim jest wysokość ciała otrzymana wartość  $p \geq 0,05$  świadczy, że z prawdopodobieństwem 95 % nie można odrzucić założenia, iż wartości te pochodzą z rozkładu normalnego. Zatem na tej podstawie można stwierdzić, że wybrane do badania dzieci reprezentują populację.



**Rys. 5.2** Histogram wysokości ciała badanej grupy dzieci

## 5.2 Czas i warunki pomiaru

Badanie prowadzono przez 6 kolejnych tygodni. Dzieci podzielono na dwie grupy: 8 i 12 dzieci. Podział wynikał przede wszystkim z dyspozycyjności dzieci w danym dniu pomiarów. Każda z grup miała wykonywane pomiary w inny dzień tygodnia. Pomiary przeprowadzano o tej samej porze dnia, w danej grupie. Dzieci przychodziły na badania zazwyczaj w ustalonej wcześniej kolejności.

Przed każdym pomiarem, odnotowywano informacje o problemach zdrowotnych, które pojawiły się u badanego dziecka, w okresie od poprzedniego pomiaru. W trakcie całego cyklu pomiarowego występowały przypadki, kiedy z powodu złego stanu zdrowia dzieci nie uczęszczały do szkoły i opuszczały również badanie. Sytuacje zdrowotne, które odnotowano zaznaczono na wykresach.

Podczas eksperymentu u wszystkich badanych dzieci wykonywano pomiar długości podudzia prawej kończyny.

Przed przystąpieniem do badania dziecko przyjmowało swobodną pozycję siedzącą. Lewa kończyna, dla komfortu pomiaru, znajdowała się na podstawie. Prawa kończyna umieszczana była między profilowanymi wkładkami stanowiska. W zależności od wysokości dziecka, elementy stanowiska były regulowane, by dopasować odległość profilowanych wkładek do długości podudzia dziecka. Przy badaniach wykonywanych w kolejnych terminach, położenie nakładki profilowanej było ustawiane wstępnie, na podstawie danych z pierwszego tygodnia badania, co skracało czas potrzebny do przygotowania stanowiska do badania. Powierzchnia kolana była posypywana talkiem, w celu zabezpieczenia przyklejania się skóry do gładkiej powierzchni nakładki profilowanej.

Za pomocą stolika laboratoryjnego ustawiano położenie prawej kończyny, które kontrolowano za pomocą przemysłowej poziomicy, umieszczonej na powierzchni uda. Po dopasowaniu położenia stanowiska ustawiano początkową wartość siły nacisku. Następnie dziecko wykonywało pilotażowy ruch stopą, po którym kontrolowano wskazanie czujnika siły, które w razie takiej konieczności, poprawiano i ponownie sprawdzano. Przygotowanie do badania trwało około kilku minut.

Przed pomiarem, każdego z badanych dzieci, elementy stanowiska, mające bezpośredni kontakt z kończyną dezynfekowano.

W trakcie jednego dnia pomiarowego wykonywano 3 serie pomiarowych ( $k = 3$ ). Jako jedną serię traktowane było umieszczenie dziecka na stanowisku i wykonanie ruchu stopą. Zgięcie grzbietowe stopy, w jednej serii pomiarowej, wykonywane było sześciokrotnie, w



zakresie ruchu, który odpowiadał możliwościom fizycznym badanego dziecka. W trakcie pomiaru kostka dziecka była przytrzymywana przez operatora, aby zapobiegać niekontrolowanemu oderwaniu się stopy od powierzchni wkładki oraz w celu ograniczenia ruchów supinacyjno – pronacyjnych stopy. Po każdej serii pomiarowej dziecko rozluźniało się, poprawiało pozycję, tak by czuło się komfortowo.

Przed kolejną serią sprawdzano wskazania czujnika siły oraz położenie uda za pomocą poziomicy. Podczas wykonywania kolejnej serii pomiarowej kontrolowano zakres ruchu stopą poprzez monitorowanie zmiany zakresu siły, od  $F_d$  do  $F_u$ , jak pokazano na rys. 4.1, tak, by pomiar wykonywany był w tym samym zakresie zmian. Przykładowe fotografie ilustrujące przebieg prowadzonych badań pokazano na rys. 5.3.

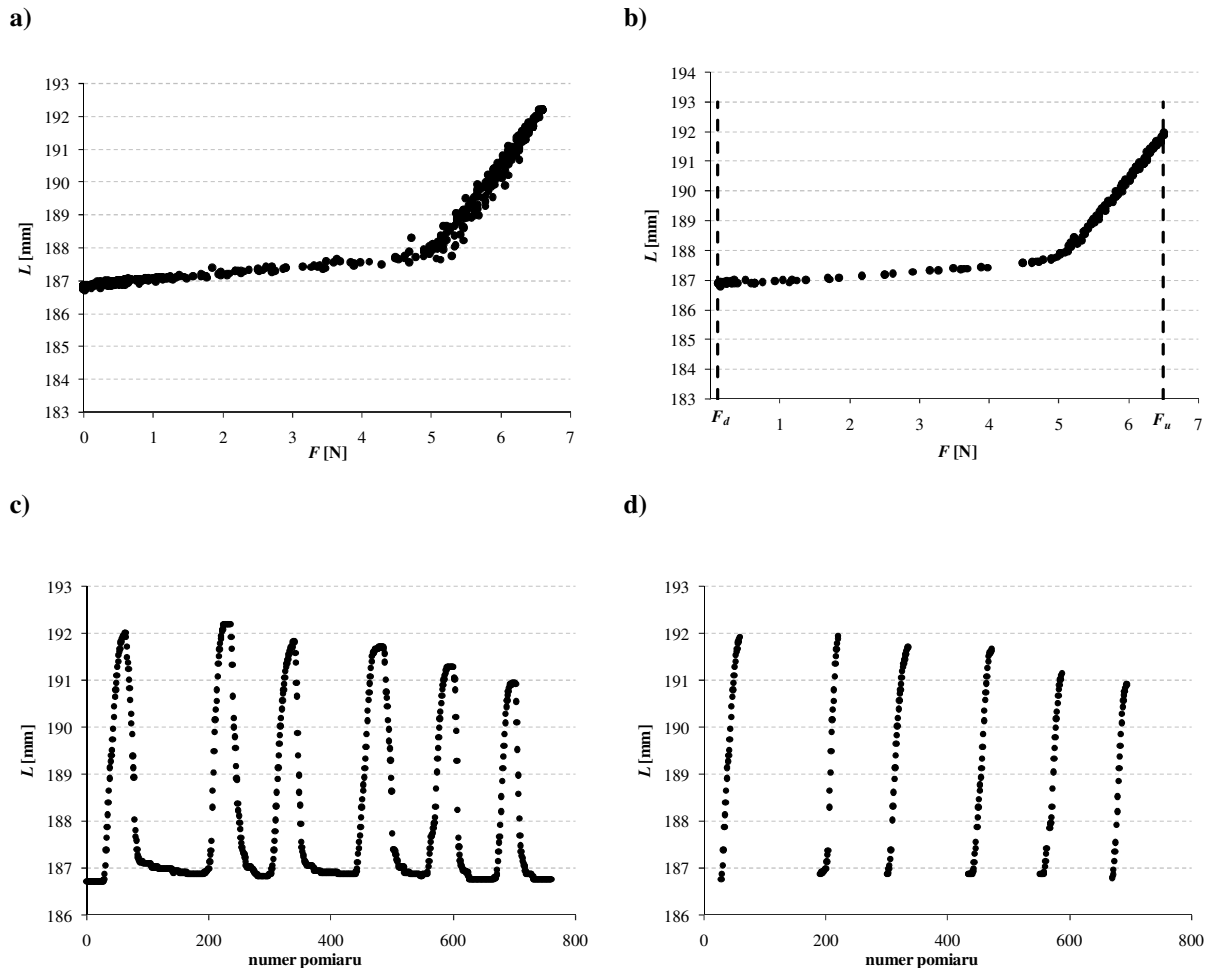


**Rys. 5.3 Realizacja eksperymentu a) przygotowanie stanowiska, b) dziecko przygotowane do badania, c) położenie stopy, d) ustawienie położenia kończyny**

### 5.3 Sposób opracowania wyników pomiaru

Z każdej wykonanej serii pomiarowej uzyskiwano wyniki, które poddawano wstępnemu opracowaniu przed przystąpieniem do ich właściwej analizy. Przykładowy zbiór otrzymanych punktów ( $F$ ,  $L$ ), otrzymanych z jednej serii pomiarowej pokazano na rys. 5.4 a). Odpowiada on pomiarowi długości podudzia przy obu kierunkach ruchu stopą, co zaprezentowano na rys. 5.4 c).

Dane te w pierwszej kolejności poddawano filtracji tak, by pozostawić jedynie te punkty, które odpowiadają ruchowi stopy wyłącznie w jednym kierunku (podczas unoszenia stopy), (rys. 5.4 d). Następnie spośród zebranych punktów wyłączano te, które znajdują się poza ustalonym zakresem analizy, czyli dla wartości siły mniejszej niż przyjęta wartość  $F_d$  oraz powyżej, ustalonej wartości  $F_u$ . Zakres danych do analizy ilustrują dwie pionowe linie przerywane (rys. 5.4 b).

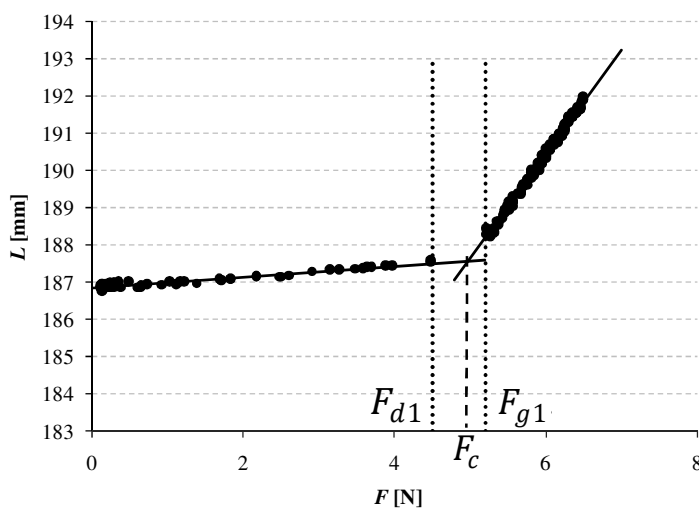


Rys. 5.4 Sposób opracowania wyników pomiaru: a) zbiór zmierzonych punktów ( $F$ ,  $L$ ), b) dane wybrane do analizy, c) wyniki pomiaru długości w obu kierunkach d) wyniki pomiaru długości odfiltrowane dla jednego kierunku (unoszenia stopy)

Czynnikiem determinującym kształt otrzymanej charakterystyki są właściwości elementu sprężystego zastosowanego w stanowisku pomiarowym. Ze względu na ten fakt, iż cały układ można scharakteryzować za pomocą wypadkowego współczynnika sprężystości, element sprężysty stanowiska dobrano tak, by jego cechy były w układzie dominujące. Takie podejście minimalizowało wpływ nieznanych zmian właściwości sprężystych tkanki miękkiej dziecka występujące pomiędzy kolejnymi tygodniami eksperymentu, które są drugim czynnikiem kształtującym wyznaczaną charakterystykę.

Ze względu na kształt otrzymanej krzywej, przyjęto koncepcję analizy danych poprzez aproksymację za pomocą dwóch przecinających się prostych. W tym celu wyłączono z opracowania punkty znajdujące się w obszarze zmiany nachylenia charakterystyki  $\hat{L}_i = f(F)$ , czyli w zakresie oznaczonym liniami kropkowanymi, przechodzącymi przez punkty  $F_{d1}$  i  $F_{g1}$  (rys. 5.5). Punkt przecięcia się prostych przyjęto jako punkt charakterystyczny  $F_c$ , co pozwoliło na korekcję błędu  $\Delta F$  poprzez zastosowanie poprawki, na zasadach opisanych w punkcie 4.7.

Wyznaczona na podstawie przykładowych sześciu serii pomiarowych wartość  $F_c$  to 4,8 N. Wartości  $F_{d1}$  i  $F_{g1}$  wynoszą odpowiednio 4,5 N oraz 5 N. Jako wartość  $F_d$  przyjęto 0,1 N, natomiast górna granica zakresu siły  $F_u$  to 6,5 N lub maksymalna możliwa do uzyskania wartość dla badanego dziecka.



Rys. 5.5 Koncepcja przygotowania danych do analizy

#### 5.4 Wyniki badań grupy dzieci. Analiza porównawcza

W celu weryfikacji przydatności opracowanej metody do pomiaru wzrostu dzieci, przeprowadzono badanie na grupie 8 dziewczynek i 12 chłopców.

Otrzymane wyniki pomiarów zawiera tabela 5.3. Puste komórki w tabeli wskazują terminy, w których dzieci nie uczestniczyły w badaniu. Przedstawiona w tabeli niepewność pomiaru to niepewność rozszerzona  $U_{Lo}$ , która podana została przy prawdopodobieństwie rozszerzenia  $\gamma = 95 \%$  i współczynnika rozszerzenia  $k = 2$  lub  $k = 1,65$ , stosowanie do udziału rozstępu wyników pomiarów w budżecie niepewności pomiaru, co opisano w rozdziale 4.7.

**Tabela 5.3 Zestawienie otrzymanych wartości długości podudzia  $L_{oi}$  wraz z niepewnościami pomiaru  $U_{Loi}$**

Kod dziecka	długość podudzia $L_{oi}$ <sup>b)</sup>											
	$L_{o1}$	$U_{Lo1}$	$L_{o2}$	$U_{Lo2}$	$L_{o3}$	$U_{Lo3}$	$L_{o4}$	$U_{Lo4}$	$L_{o5}$	$U_{Lo5}$	$L_{o6}$	$U_{Lo6}$
	mm		mm		mm		mm		mm		mm	
D1	129,91	0,17	130,42	0,12	130,69	0,16	130,76	0,29	-	-	130,53	0,18
D2	129,50	0,23	129,57	0,21	129,67	0,26	130,05	0,17	131,15	0,37	131,66	0,18
D3	169,42	0,23	169,83	0,18	169,90	0,07	171,59	0,22	171,60	0,10	172,28	0,14
D4	150,64	0,07	150,75	0,27	151,58	0,25	152,13	0,18	152,36	0,26	153,50	0,21
D5	133,92	0,20	134,05	0,18	134,13	0,28	134,64	0,42	-	-	134,71	0,28
D6	-	-	147,48	0,18	147,47	0,26	149,04	0,19	149,47	0,15	150,59	0,18
D7	186,29	0,10	186,36	0,16	186,62	0,07	187,28	0,29	187,37	0,25	188,65	0,18
D8	203,33	0,14	201,80	0,21	205,00	0,15	205,78	0,39	-	-	207,20	0,29
B1	170,28	0,20	170,47	0,37	171,18	0,21	171,64	0,22	172,52	0,08	172,29	0,13
B2	186,77	0,09	186,92	0,13	187,52	0,19	187,78	0,20	188,14	0,08	189,08	0,14
B3	-	-	147,25	0,21	148,26	0,37	148,64	0,25	149,01	0,19	149,45	0,19
B4	136,48	0,20	136,28	0,26	137,24	0,07	-	-	138,75	0,17	139,51	0,21
B5	148,26	0,22	148,02	0,20	149,56	0,13	-	-	-	-	149,40	0,20
B6	145,98	0,18	145,83	0,13	146,04	0,08	146,73	0,18	147,52	0,08	147,79	0,09
B7	178,18	0,18	178,23	0,43	177,25	0,32	177,84	0,21	178,30	0,14	179,21	0,09
B8	162,27	0,28	-	-	162,14	0,14	161,64	0,10	160,30	0,19	162,48	0,15
B9	154,18	0,13	-	-	153,23	0,24	154,90	0,07	153,14	0,18	153,46	0,39
B10	183,68	0,19	184,15	0,12	185,59	0,31	185,69	0,25	-	-	185,85	0,57
B11	196,79	0,13	196,95	0,11	197,29	0,31	197,70	0,33	198,78	0,19	199,71	0,16
B12	190,35	0,07	190,73	0,18	191,15	0,07	-	-	190,29	0,19	192,50	0,28

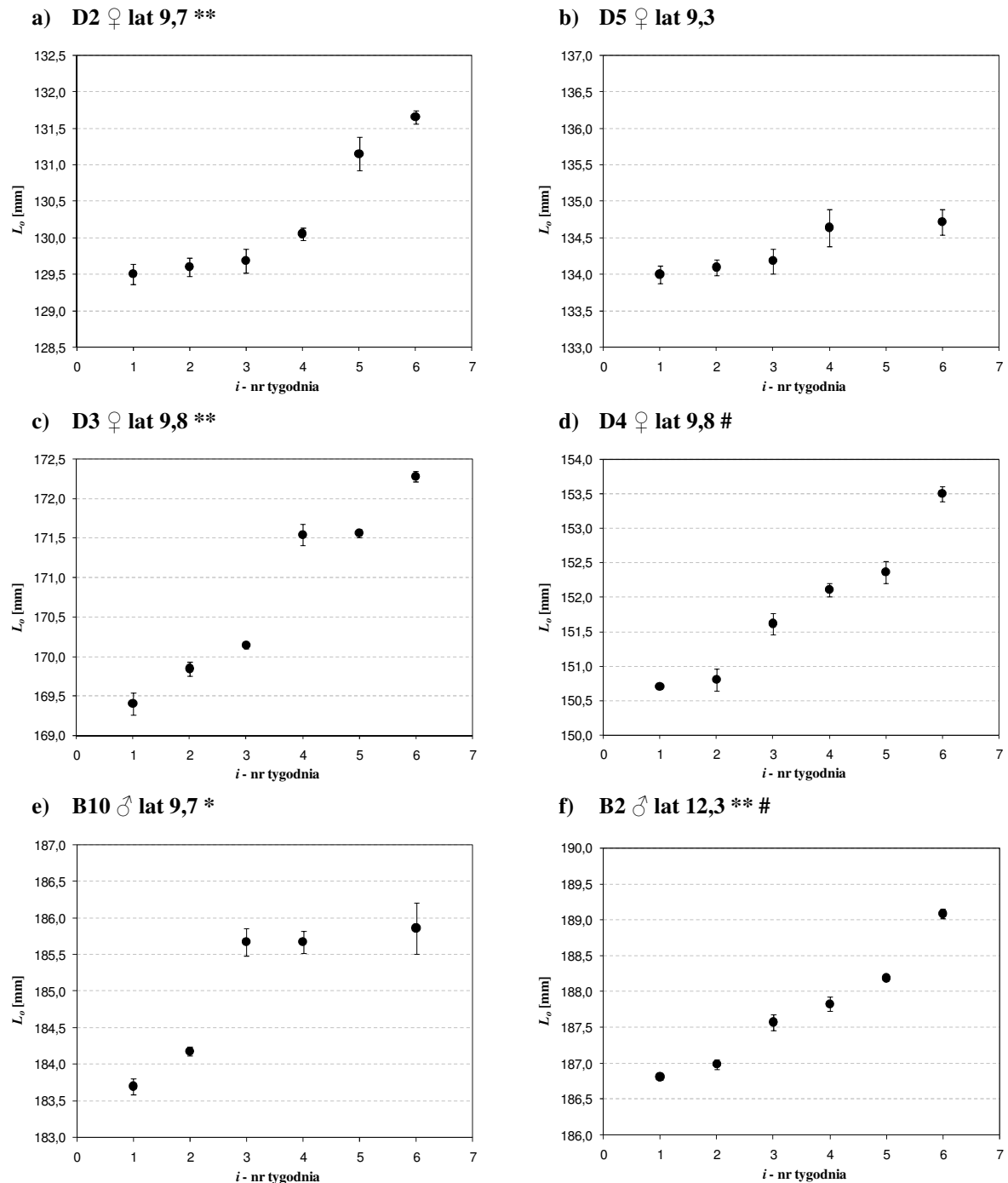
<sup>b)</sup> wyniki bez uwzględnienia stałej stanowiska, która wynosi 285 mm

Wartość średnia z uzyskanych wartości niepewności rozszerzonych  $U_{Lo}$  wynosi 0,20 mm z odchyleniem standardowym 0,09 mm. Najmniejsza uzyskana, w całym eksperymencie, wartość niepewności pomiaru jest równa 0,07 mm – największa natomiast 0,57 mm.

Otrzymane wartości długości podudzia, w kolejnych tygodniach eksperymentu, w odniesieniu do każdego z mierzonych dzieci, prezentują poniższe charakterystyki, które oznaczono kodem literowym poszczególnych dzieci. Kolorem szarym zaznaczono odnotowane okresy związane ze stanem chorobowym badanego dziecka.

Słupki błędów na wykresach reprezentują wyznaczone niepewności standardowe  $u(L_{oi})$ , oszacowane w sposób opisany w punkcie 4.7. Wykresy, dla łatwiejszej ich analizy i oceny, pogrupowano.

Grupa I zawiera wyniki otrzymane dla dzieci, u których podczas cyklu badania nie odnotowano bieżących problemów zdrowotnych (rys. 5.6).



\* dzieci uprawiające sport rekreacyjnie, \*\* dzieci uprawiające sport wyczynowo, # dzieci z stałymi problemami zdrowotnymi (zgłoszonymi przez rodziców)

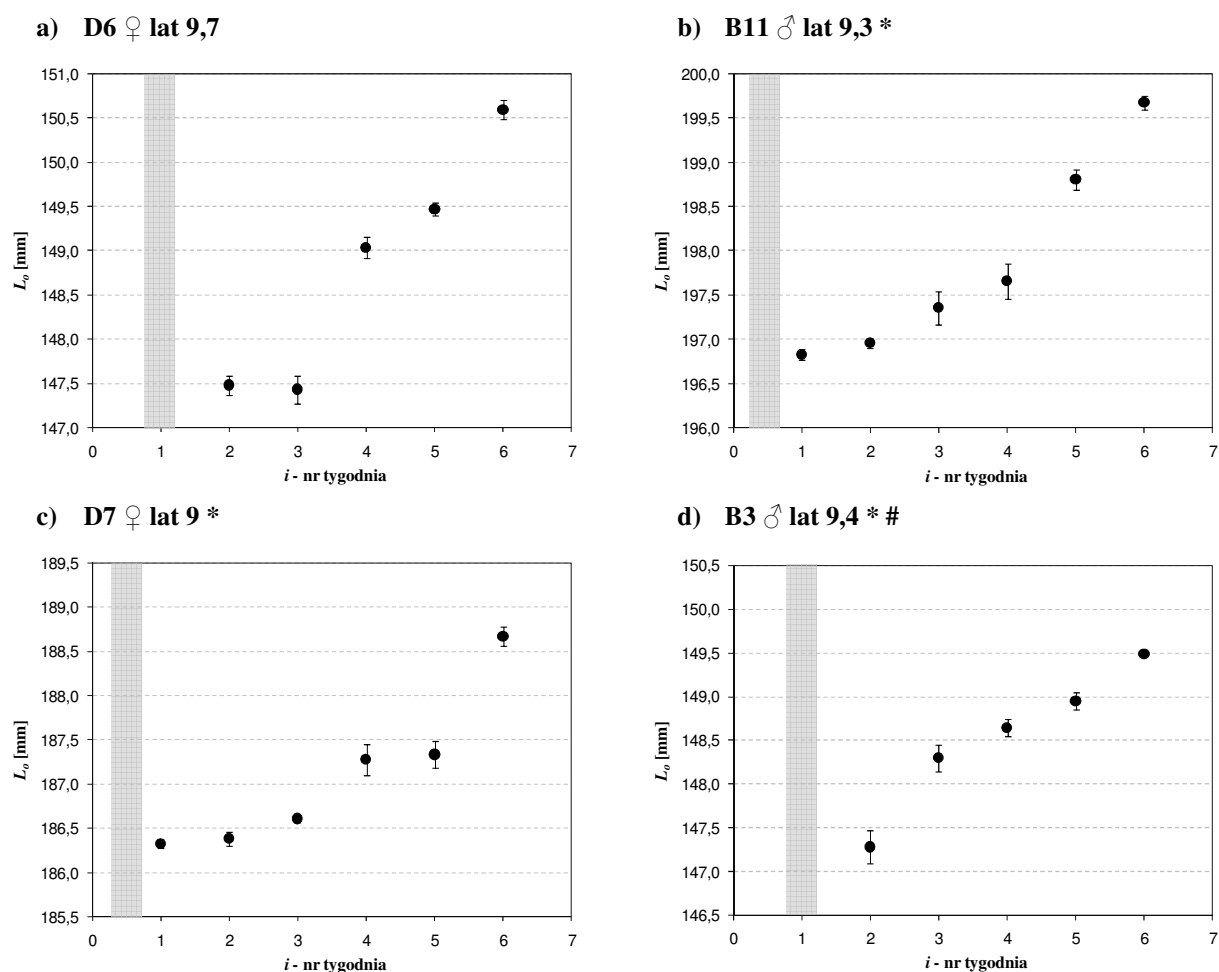
**Rys. 5.6 Wyniki pomiarów długości podudzia dzieci (grupa I), które nie chorowały w trakcie prowadzenia badań**

U każdego z badanych dzieci można zaobserwować zwiększenie wartości długości podudzia  $L_o$ , w okresie prowadzenia badań. Oceniając przyrost tygodniowy można stwierdzić, iż osiąga on różne wartości. Można zaobserwować także niejednorodne wartości wzrostu. Całkowity wzrost w okresie sześciu tygodni badania, jest podobny, dla większości dzieci z wybranej podgrupy, wyjątek stanowi dziecko D5 (rys. 5.6 b), dla którego w tym samym czasie uzyskano prawie dwukrotnie mniejszą wartość wzrostu.

Zróżnicowane wartości niepewności standardowych  $u(L_{oi})$ , prezentowane w postaci słupków, wynikają z różnego rozrzutu wyników pomiaru, co potwierdza także, iż jest to składnik dominujący w budżecie niepewności pomiaru.

Na uwagę zasługuje charakterystyka opisująca wzrost dziecka B2 (rys. 5.6 f). Opisuje ona proces wzrastania zachodzący u chłopca z zaburzeniami wzrastania. Jest to pacjent ze zdiagnozowaną somatotropinową niedoczynnością przysadki. W uzupełnieniu należy dodać, iż jest on pod stałą opieką poradni endokrynologicznej. Podczas prowadzenia badań, chłopiec był w trakcie terapii, podczas której przyjmował samotropię w postaci leku *Omnitrope*. Według siatki centylowej, dla jego grupy wiekowej, wysokość ciała chłopca odpowiada przedziałowi 10-25 centyla (tabela 5.1). Chłopiec ten poddawany jest regularnym badaniom i pomiarom antropometrycznym, które zbiegły się z terminem prowadzenia eksperymentu, opisywanego niniejszej pracy. Jego wiek wzrostowy, szacowano wówczas na 11,2 lat. Przypadek ten potwierdza, iż zastosowana metoda pomiaru długości podudzia umożliwia obserwację zmian zachodzących także u dzieci z zaburzeniami wzrastania. Warto również zwrócić uwagę, iż w przypadku tym występował także drugi czynnik oddziałujący na proces wzrastania chłopca B2, którym jest intensywnie uprawiany sport.

Druga grupa charakterystyk dotyczy dzieci, które przebyły chorobę przed rozpoczęciem eksperymentu, zatem badania zaczęły się tuż po lub w okresie rekonwalescencji. U dzieci tych odnotowano, przed przystąpieniem do badania, gorączkę (D6, B11), zapalenie oskrzeli (B3) lub przeziębienie i stan podgorączkowy (D7). Można zauważyć, zwłaszcza na rys. 5.7 a), b) i c), wyraźne spowolnienie tempa wzrostu w pierwszych tygodniach po przebytej chorobie. Otrzymane wartości długości podudzia  $L_{oi}$  pozostają wówczas niezmiennie lub zmienione nieznacznie. W kolejnych tygodniach można zaobserwować natomiast zwiększenie wartości przyrostów długości podudzia. Na podstawie przedstawionych charakterystyk można również zaobserwować różną dynamikę wzrastania po przebytej chorobie. W przypadku dziecka D6 – między tygodniem 3 i 4 oraz B3 – między tygodniem 2 i 3 zauważamy skok wartości  $L_{oi}$ , natomiast u dzieci B11 i D7 zmiany są bardziej łagodne.



**Rys. 5.7 Wyniki pomiarów długości podudzia dzieci (grupa II), które przeżyły chorobę przed rozpoczęciem prowadzenia badań**

Grupa III dotyczy dzieci, które w trakcie eksperymentu przeżyły problemy zdrowotne. Okresy te, jak wspomniano, wyróżniono kolorem szarym. W przykładach, pokazanych na rys. 5.8 a) – e) można zaobserwować, spadek wartości wyznaczonej długości podudzia  $L_{oi}$  po przebytej chorobie.

U chłopca B1 zanotowano problemy żołądkowe przed wykonanym w szóstym tygodniu badaniem (rys. 5.8 a). Chłopcy B6 i B12 byli przeziębieni podczas eksperymentu (rys. 5.8 b) i c). Dziewczynka D1 gorączkowała przed pomiarem wykonywanym w szóstym tygodniu (rys. 5.8 d), a dziewczynka B8 między pierwszym i drugim badaniem (rys. 5.8 e). U dziewczynki B8 odnotowano różniące się znacznie, od reszty dzieci z badanej grupy, zmiany długości podudzia. Warto zaznaczyć, iż jest to osoba najstarsza, pośród dzieci z tej samej grupy rocznikowej, a jej wysokość ciała znajduje się powyżej 97 centyla siatki.

Dla przypadków ilustrujących wzrastanie dzieci B12 i D8 można zaobserwować wyraźny skok wartości długości podudzia, po wystąpieniu sytuacji chorobowej. Należy tu zwrócić uwagę, iż są to dzieci najwyższe wśród badanych rówieśników, zatem zmiany

występujące w ich tkance miękkiej są bardzo wyraźne. W obu przypadkach obserwujemy „powrót” wyników pomiarów na krzywą ilustrującą ich indywidualny proces wzrastania.

W literaturze odnajdujemy opis zjawiska zwanego „catch up growth”. Określana jest nim likwidacja deficytów wzrostowych pacjentów, u których stany chorobowe spowodowały wyhamowanie tempa wzrostu. W przypadkach tych, po ustąpieniu czynnika spowalniającego proces wzrastania obserwowane jest „nadrabianie zaległości”, poprzez przyspieszenie prędkości wzrostu, osiągające wartości nawet kilkukrotnie wyższe, niż określają to normalne granice wieku, zwane „catch up growth” [96; 97; 98].

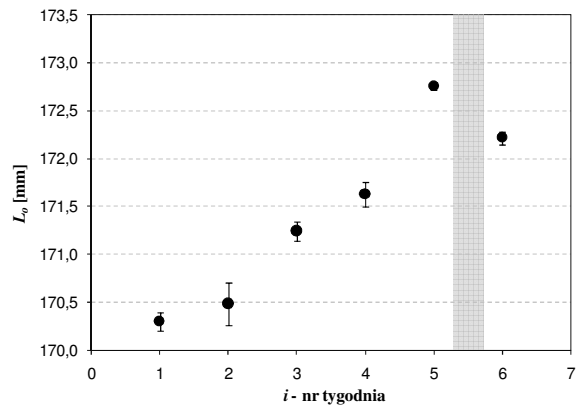
Obserwowane skoki wartości długości podudzia, na przykład u dzieci B12 i D8, możemy porównać do tego zjawiska, aczkolwiek w prezentowanych przykładach zmiany te są obserwowane w krótkich odstępach czasu, nie jak ma to miejsce w ocenie długofalowej zjawiska [58; 52].

W grupie III zamieszczono dwa przypadki dzieci, które dodatkowo przebyły chorobę przed rozpoczęciem eksperymentu (rys. 5.8 f) i g). W obu przykładach odnotowano występowanie gorączki (B4 i B7). Dodatkowo chłopiec B4 w tygodniu 4 przeżył zapalenie ucha, co zaznaczono na rys. 5.8 f). Nie zaobserwowano jednak zaburzeń w procesie wzrastania, w związku z tą sytuacją. W analizie obserwacji chłopca B7 zauważono załamanie charakterystyki między 2 i 3 tygodniem badania, mimo, iż chłopiec nie zgłaszał żadnych problemów zdrowotnych w tym okresie. Obszar ten został zaznaczony dodatkowo na rys. 5.8 g) innym kolorem.

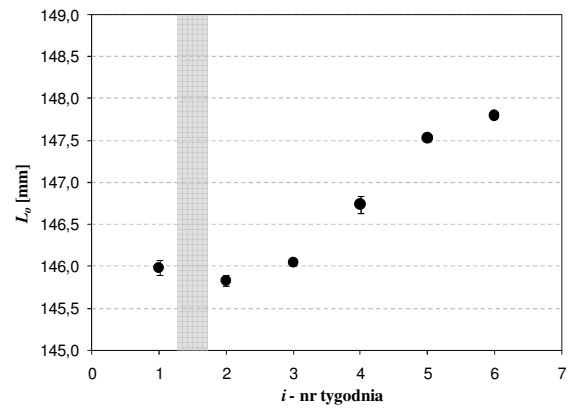
Kolejne przykłady dotyczą dzieci, których wyniki są najtrudniejsze do analizy (rys. 5.8 h), i) i j). Wykresy te obrazują wzrost dzieci, u których kilkukrotnie w cyklu badawczym odnotowano problemy ze zdrowiem. Dzieci te, także z tych powodów, rzadziej brały udział w badaniu. Zanotowane stany chorobowe nakładające się na okres rekonwalescencji, sprawiają, iż w tych przypadkach, do oszacowanie średniej wartości przyrostu długości podudzia, sześciotygodniowy okres prowadzenia badań, wydaje się niewystarczający. Trudno także określić, który z obserwowanych przyrostów mógłby najlepiej charakteryzować badanego osobnika.



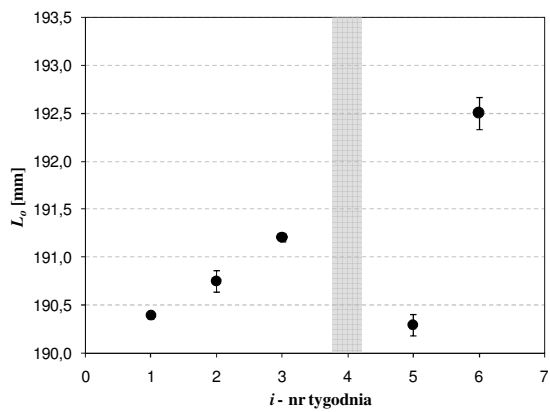
a) B1 ♂ lat 11,5



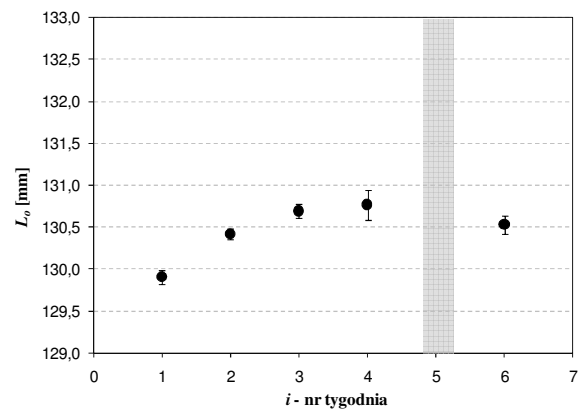
b) B6 ♂ lat 9,1



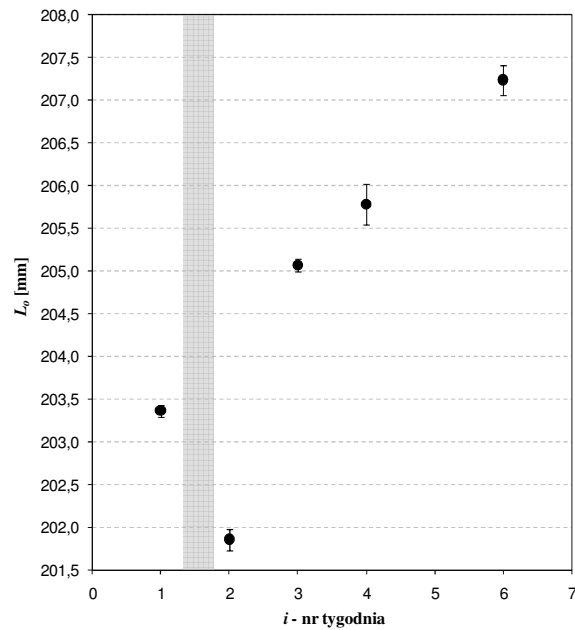
c) B12 ♂ lat 9,7

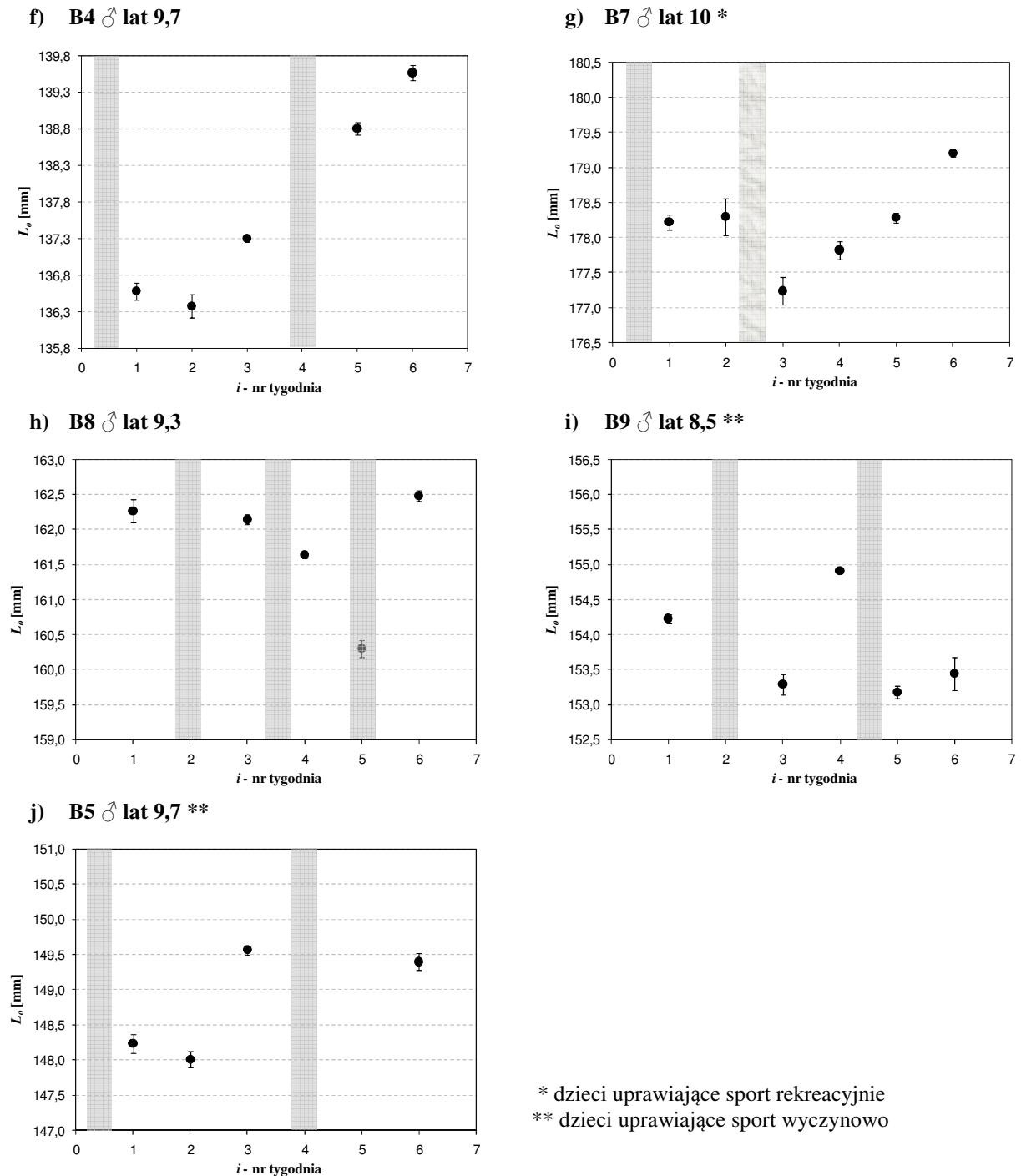


d) D1 ♀ lat 9,5 \*\*



e) D8 ♀ lat 10,3





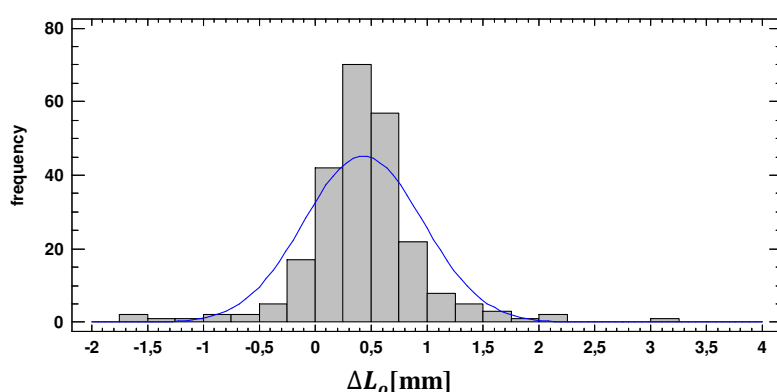
**Rys. 5.8 Wyniki pomiarów długości podudzia dzieci (grupa III), które chorowały w trakcie prowadzenia badań**

Na przedstawionych charakterystykach (rys. 5.8 a) – e) obserwujemy proces wzrastania dzieci o dobrym stanie zdrowia i załamanie charakterystyki, spowodowane incydem chorobowym. Wyniki zaprezentowane natomiast na rys. 5.7, pokazują proces zachodzący po przebytej chorobie. Porównując zestawienia obu charakterystyk widać, że pełną ocenę procesu można uzyskać dopiero podczas łączenia danych uzyskanych w różnych stanach zdrowia dziecka, czyli przed i po wystąpieniu czynnika chorobowego. Innymi słowy w celu

oceny wpływu oddziaływania czynnika, na przykład farmakologicznego, na proces wzrastania pożądane jest zgromadzenie informacji w stanie dobrego zdrowia dziecka, w celu umożliwienia późniejszego odniesienia się do tych wartości.

### 5.5 Analiza wyników badań wzrostu grupy dzieci

Z otrzymanych wyników wyznaczono wszystkie możliwe kombinacje par wyników, z których obliczono tygodniowe wartości wzrostu podudzia  $\Delta L_o$ . Maksymalnie, zatem dla jednego dziecka, które uczestniczyło we wszystkich badaniach, czyli 6 razy podczas trwania całego eksperymentu, uzyskano 15 tygodniowych wartości  $\Delta L_o$ . Uwzględniając absencję dzieci, łącznie wyznaczonych zostało 241 wartości  $\Delta L_o$  (rys. 5.9). Otrzymaną średnią wartość, oznaczoną jako  $\overline{\Delta L_o^I}$  oraz jej odchylenie standardowe prezentuje tabela 5.4.



**Tabela 5.4 Parametry rozkładu**

Parametr	Wartość
	mm
średnia $\overline{\Delta L_o^I}$	0,43
odchylenie standardowe $S_{\Delta L_o^I}$	0,53

**Rys. 5.9 Rozkład tygodniowych wartości  $\Delta L_o$  wzrostu dzieci**

Wartość  $p$  testu Shapiro-Wilka jest mniejsza niż 0,05, co oznacza, że hipoteza normalności rozkładu nie jest potwierdzona. Także według statystyki testowej Kolmogorova-Smirnova, z prawdopodobieństwem 95 %, można odrzucić hipotezę, iż wyniki pochodzą z rozkładu normalnego, gdyż otrzymana wartość  $p$  dla tego testu ma wartość 0,004.

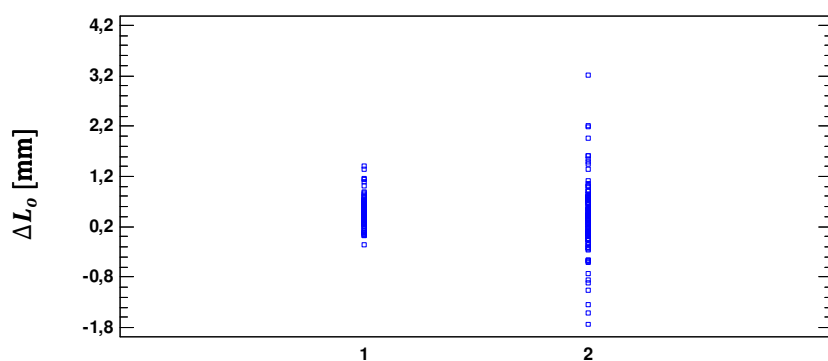
Taki rezultat wyklucza stosowanie analizy wariancji w celu oceny analizy otrzymanych danych. W związku z powyższym w celu oceny wpływu wybranych czynników na uzyskane wyniki posłużono się metodami nieparametrycznymi [99].

### Wpływ problemów zdrowotnych na wyniki badań

Jak zostało przedstawione wcześniej tylko kilkoro z badanych dzieci nie miało problemów ze zdrowiem w okresie prowadzenia eksperymentu, dlatego też w pierwszej kolejności zbadano wpływ tego czynnika na wyniki pomiarów.

Przeprowadzając analizę wpływu stanu zdrowia dzieci na wartości wyznaczonych przyrostów długości podudzia  $\Delta L_o$ , uzyskano różnice między wartościami odpowiadającymi

dzieciom zdrowym (ozn. 1), a przechodzącymi chorobę w okresie badań (ozn. 2), co prezentuje tabela 5.5. Wynik ten potwierdza obniżenie wzrostu podudzia  $\Delta L_o$  na skutek choroby (ozn. ↓). W tej analizie uzyskana wartość  $p$  testu Kruskala-Wallisa, wynosi 0,034 co potwierdza istotność wpływu stanów chorobowych na wartość tygodniowego przyrostu długości podudzia  $\Delta L_o$ . Otrzymane wyniki prezentuje rys. 5.10. Przyjęte oznaczenie stanu zdrowia prezentuje tabela 5.5.



**Tabela 5.5 Średnia wartość tygodniowego wzrostu podudzia w zależności od stanu zdrowia**

Stan zdrowia	$\overline{\Delta L_o^I}$
	mm
1 / –	0,49
2 / ↓	0,38

**Rys. 5.10 Zależność tygodniowych wartości wzrostu podudzia od stanu zdrowia**

W związku z powyższym spośród wyznaczonych wartości  $\Delta L_o$  wyłączono wyniki uzyskane podczas odnotowanych problemów ze zdrowiem dzieci z badanej grupy. Są to wyniki, na podstawie których otrzymane  $\Delta L_o$  przyjmują wartości ujemne, ale także duże wartości dodatnie, które otrzymano tuż po przebytej chorobie, na przykład przyrost dziecka D6 pomiędzy tygodniem 3 i 4 (rys. 5.7 a), B8 pomiędzy tygodniem 5 i 6 (rys. 5.8 h), D8 pomiędzy tygodniem 2 i 3 (rys. 5.8 e). Po odfiltrowaniu tych wartości, ponownej analizie poddano 206 wartości  $\Delta L_o$ . Odpowiadające im średnie wartości wzrostu podudzia  $\Delta L_o$ , wyznaczone dla każdego osobnika oznaczono jako Dane 2, tabela 5.6. Dla porównania w tej samej tabeli pokazano wartości uzyskane, poddając analizie wszystkie wyznaczone pary wyników, Dane 1, którym odpowiadają średnie  $\overline{\Delta L_o^I}$ .

Dla pełnego zobrazowania oddziaływania wyników uzyskiwanych w sytuacjach związanych z incydentami chorobowymi, tabela 5.6 zawiera także wartości otrzymane, gdy z analizy wyłączymy wszystkie przyrosty długości podudzia  $\Delta L_o$  wyznaczone w odniesieniu do wartości  $L_o$  uzyskanej w wyniku choroby, oznaczone jako Dane 3 i odpowiadające im średnie  $\overline{\Delta L_o^{II}}$ .

**Tabela 5.6 Średnie wartości tygodniowych wzrostów podudzia uzyskane w zależności od zakresu wyłączanych danych**

Kod dziecka	Dane 1	Dane 2	Dane 3
	$\overline{\Delta L}_o^I$ mm	$\overline{\Delta L}_o$ mm	$\overline{\Delta L}_o^{II}$ mm
D1	0,17	0,23	0,28
D2	0,45	0,45	0,45
D3	0,59	0,59	0,59
D4	0,55	0,55	0,55
D5	0,17	0,17	0,17
D6	0,82	0,83	0,76
D7	0,44	0,44	0,44
D8	0,96	0,99	0,77
B1	0,46	0,54	0,58
B2	0,44	0,44	0,44
B3	0,51	0,46	0,46
B4	0,61	0,70	0,63
B5	0,42	0,42	0,42
B6	0,41	0,45	0,53
B7	0,16	0,40	0,56
B8	-0,08	0,19	0,42
B9	-0,12	0,18	0,25
B10	0,54	0,54	0,54
B11	0,57	0,57	0,57
B12	0,41	0,42	0,42
średnia	0,43	0,48	0,49

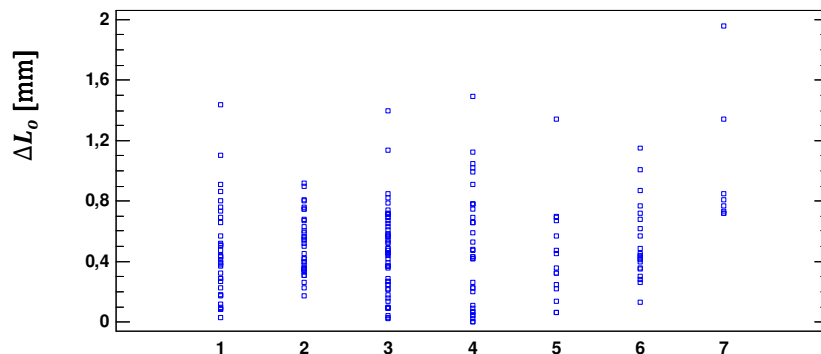
### **Analiza zależności tygodniowych wartości wzrostu podudzia od wysokości ciała dziecka**

W pierwszej kolejności zbadano zależność pomiędzy średnią wartością wzrostu podudzia a wysokością ciała odniesioną do siatki centylowej. Otrzymane rezultaty pokazano na rys. 5.11 oraz zestawiono razem z oznaczeniami, tabela 5.7.

Należy zaznaczyć, iż największa liczba analizowanych wartości znalazła się w przedziale 25-50 siatki centylowej, a ich średnia uzyskała wartość 0,47 mm. Najliczniejszą grupę dzieci stanowiły te, których wysokość ciała odpowiadała przedziałowi 50-75, dla tych otrzymano wartość  $\overline{\Delta L}_o$  wynoszącą 0,50 mm. Wartość *p-Value* testu Kruskala-Wallisa przyjmuje w tym przypadku wartość 0,009, co świadczy, iż różnice wartości uzyskane dla poszczególnych przedziałów centylowych są istotne.

**Tabela 5.7 Średnia wartość tygodniowego wzrostu podudzia w zależności od wysokości ciała wg siatki centylowej**

Wysokość ciała wg siatki centylowej		$\overline{\Delta L_o}$
		mm
1	3-10	0,43
2	10-25	0,51
3	25-50	0,47
4	50-75	0,50
5	75-90	0,44
6	90-97	0,53
7	> 97	0,98

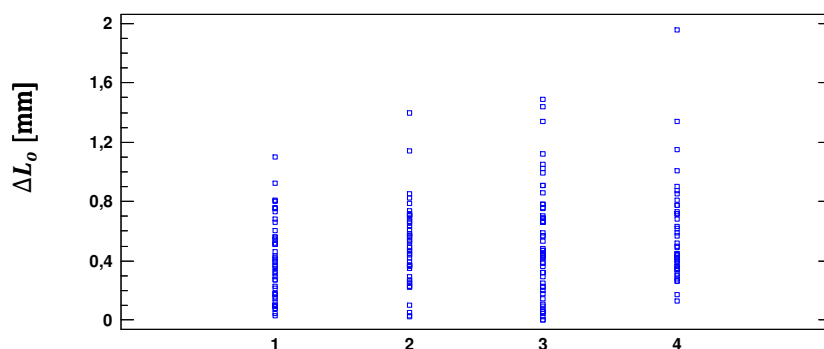


**Rys. 5.11 Zależność tygodniowych wartości wzrostu podudzia od wysokości ciała wg siatki centylowej**

Wiek dzieci w badanej grupie nie był jednorodny, stąd ta sama wysokość ciała dzieci będących w różnym wieku zawarta jest w innej grupie centylowej. Dokonano zatem innego podziału badanej grupy pod względem wysokości ciała. Niezależnie od wieku, grupę uszeregowano według wysokości ciała i podzielono na cztery podgrupy tak, by w każdej zawierała się podobna liczba wyznaczonych wartości  $\Delta L_o$ . Otrzymane wyniki prezentuje rys. 5.12, natomiast odpowiadające im średnie wartości  $\overline{\Delta L_o}$  oraz oznaczenia grup wysokości ciała dzieci tabela 5.8.

**Tabela 5.8 Średnia wartość tygodniowego wzrostu podudzia w zależności od wysokości ciała dziecka**

Wysokość ciała		$\overline{\Delta L_o}$
cm		mm
1	129,5-134	0,41
2	134,5-138	0,51
3	139-144	0,51
4	146-155	0,58



**Rys. 5.12 Zależność tygodniowych wartości wzrostu podudzia od wysokości ciała dziecka**

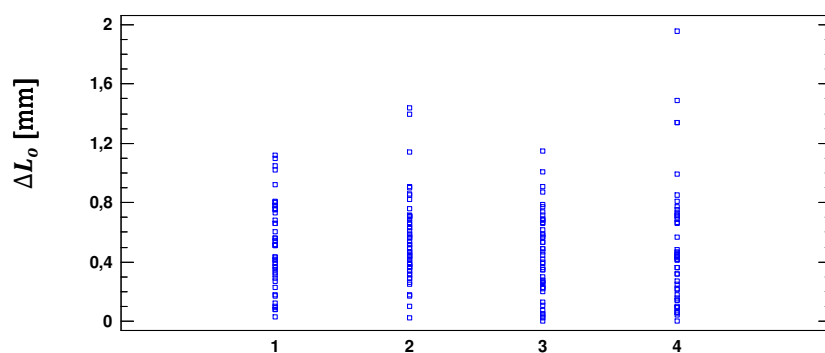
Wartości  $\Delta L_o$  uzyskane dla grup dzieci, którym odpowiada wysokość ciała (134,5 – 144) cm nie różnią się. Przyrosty wyznaczone dla dzieci niższych i wyższych różnią już jednak o około 0,1 mm. W tym przypadku wartość  $p$  testu Kruskala-Wallisa nie potwierdza, iż różnice otrzymanych wartości zależą od wysokości ciała badanego dziecka i są istotne, gdyż wartość  $p$  wynosi 0,086. Taki podział dzieci na grupy pozwala obserwować

zróźnicowanie wartości wzrostu podudzia  $\overline{\Delta L_o}$  w zależności od wysokości ciała osobnika, mimo, iż statystycznie nie są one istotne.

### Analiza zależności tygodniowych wartości wzrostu podudzia od masy ciała dziecka

Analogicznie, jak w przypadku analizy przeprowadzonej pod względem wysokości ciała, grupę uszeregowano według masy ciała i podzielono na cztery podgrupy, tak by w każdej znalazła się podobna liczba wyznaczonych wartości  $\Delta L_o$ . Otrzymane w tym przypadku wyniki pokazano na rys. 5.13, natomiast odpowiadające im średnie wartości  $\overline{\Delta L_o}$  oraz oznaczenia grup według masy ciała dzieci podaje tabela 5.9.

Uzyskane średnie wartości  $\Delta L_o$ , statystycznie nie różnią się istotnie, za czym przemawia wartość  $p$  testu Kruskala-Wallisa, osiągająca wartość 0,24. Otrzymane wartości  $\overline{\Delta L_o}$  odpowiadające dwóm pierwszym przedziałom masy ciała nie różnią się znacznie, także utworzone przedziały są na podobnym poziomie zmienności – około 3 kg. W tym punkcie analizy warto zwrócić uwagę na fakt, że wyniki badania obejmują przyrost kości piszczelowej oraz warstwy tkanki miękkiej. W przypadku dzieci z niedowagą warstwa ta jest znacznie mniejsza, a tym samym zmiany w niej zachodzące słabiej oddziałują na wynik pomiaru.



Rys. 5.13 Zależność tygodniowych wartości wzrostu podudzia od masy ciała dziecka

Tabela 5.9 Średnia wartość tygodniowego wzrostu podudzia w zależności od masy ciała dziecka

Masa ciała		$\overline{\Delta L_o}$
kg		mm
1	25,75-28,85	0,52
2	30,0-32,7	0,53
3	33,1-36,85	0,44
4	37,2-56,6	0,49

### Analiza zależności tygodniowych wartości wzrostu podudzia od wskaźnika BMI dziecka

Na podstawie wysokości i masy ciała badanych dzieci wyznaczono dodatkowo wskaźnik masy ciała BMI (*body mass index*), tabela 5.1. Według tego wskaźnika dzieci podzielono na grupy, tabela 5.10. W grupie eksperymentalnej znalazły się dzieci ze

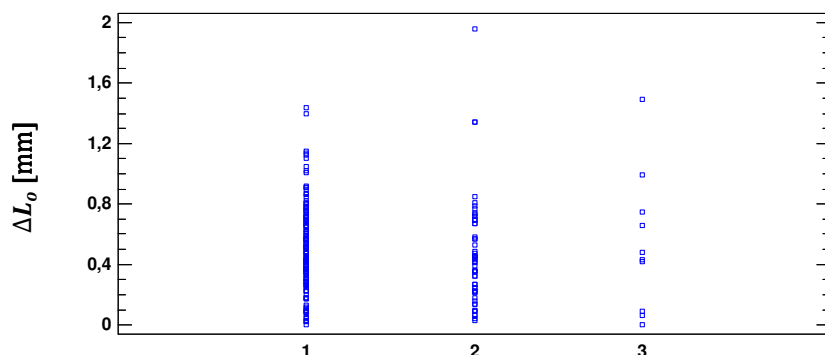
wskaźnikiem BMI w normie oraz dzieci z niedowagą i nadwagą. W grupie nie było dzieci otyłych.

**Tabela 5.10. Klasyfikacja BMI [100]**

BMI	klasyfikacja
< 18,5	niedowaga
18,5 - 24,99	norma
≥ 25	nadwaga
≥ 30	otyłość

Na podstawie takiej klasyfikacji wyznaczone wartości  $\Delta L_o$  podzielono na trzy grupy i sprawdzono wpływ masy ciała, poprzez odniesienie do BMI, na wartość przyrostu długości podudzia.

Warto dodać, iż w grupie badawczej najliczniejszą podgrupę stanowiły dzieci z niedowagą, w przeprowadzanej analizie dotyczyło jej prawie  $\frac{3}{4}$  wyników pomiaru. Znacznie mniej liczną podgrupę stanowiły dzieci z wartością wskaźnika BMI w normie, jedno dziecko miało nadwagę. Uzyskane wartości parametru  $\overline{\Delta L_o}$  oraz oznaczenia grup dzieci podzielonych według wskaźnika BMI prezentuje tabela 5.11.



**Rys. 5.14 Zależność tygodniowych wartości wzrostu podudzia od BMI dziecka**

**Tabela 5.11 Średnia wartość tygodniowego wzrostu podudzia w zależności od BMI dziecka**

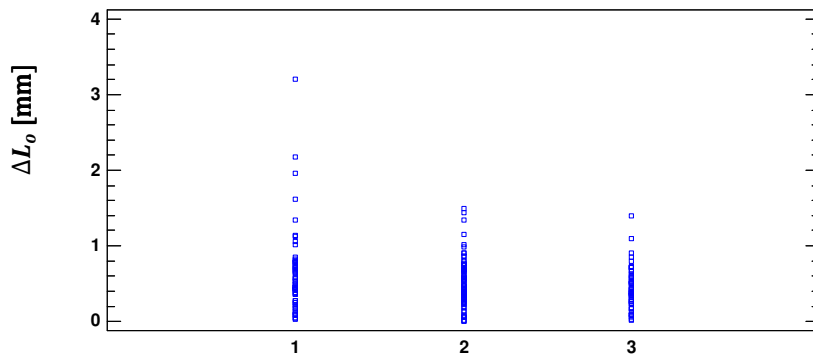
BMI	$\overline{\Delta L_o}$
	mm
1 / niedowaga	0,51
2 / norma	0,47
3 / nadwaga	0,54

Różnice wartości przyrostu długości podudzia, według testu Kruskala-Wallisa nie są istotne, o czym świadczy wartość *p-Value* na poziomie 0,40. Można też zaobserwować, iż różnice wartości  $\overline{\Delta L_o}$  pomiędzy poszczególnymi grupami są niewielkie. Nieznacznie wyższa wartość  $\overline{\Delta L_o}$  dla ucznia z nadwagą, może być spowodowana zaobserwowanym przyrostem występującego w obszarze tkanki miękkiej.



### Analiza zależności tygodniowych wartości wzrostu podudzia od intensywności treningu dziecka

Kolejna analiza związana jest z oceną wpływu intensywności treningu na średnią wartość wzrostu podudzia  $\Delta L_o$ . Oznaczenie intensywności treningu oraz uzyskane wartości  $\overline{\Delta L_o}$  podano – tabela 5.12, natomiast uzyskane wyniki przedstawiono na rys. 5.15.



Rys. 5.15 Zależność tygodniowych wartości wzrostu podudzia od intensywności treningu

Tabela 5.12 Średnia wartość tygodniowego wzrostu podudzia w zależności od intensywności treningu

Intensywność treningu	$\overline{\Delta L_o}$
	mm
1 /	0,53
2 /*	0,52
3 /**	0,44

\* dzieci uprawiające sport rekreacyjnie

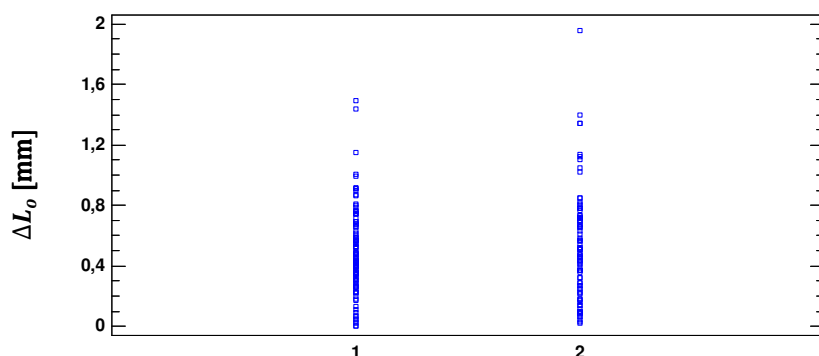
\*\* dzieci uprawiające sport wyczynowo

W tym przypadku wartość  $p$  testu Kruskala-Wallisa także potwierdza, iż różnice otrzymanych wartości, w zależności od intensywności treningu, nie są statystycznie istotne, gdyż wartość ta wynosi 0,17. Można jednak zauważyć, iż najmniejsze różnice wartości uzyskano pomiędzy dziećmi uprawiającymi sport rekreacyjnie lub wcale. Przy czym warto zaznaczyć, iż „brak sportu” dotyczy tu wyłącznie dodatkowych zorganizowanych zajęć sportowych, pozalekcyjnych. Można więc przypuszczać, iż różnica w aktywności sportowej dzieci tych grup jest nieznaczna, co dodatkowo pokazują uzyskane wartości. Wartość  $\overline{\Delta L_o}$  otrzymana dla dzieci uprawiających sport intensywnie jest natomiast wyraźnie niższa.

### Analiza zależności tygodniowych wartości wzrostu podudzia od płci dziecka

Kolejna analiza dotyczy związku uzyskiwanej średniej wartości wzrostu podudzia z płcią dziecka. Uzyskane rezultaty zaprezentowano na rys. 5.16, natomiast odpowiadające im średnie wartości  $\overline{\Delta L_o}$  i oznaczenia grup utworzonych ze względu na płeć tabela 5.13.

Otrzymane wyniki różnią się dla chłopców i dziewczynek. Jak wspomniano, większą część badanej grupy stanowili chłopcy – uzyskano dla nich niższą średnią wartość przyrostu długości podudzia  $\overline{\Delta L_o}$ . Różnice między uzyskanymi wartościami dla obu płci nie są jednak istotne, o czym świadczy wartość  $p$  testu Kruskala-Wallisa równa 0,68.



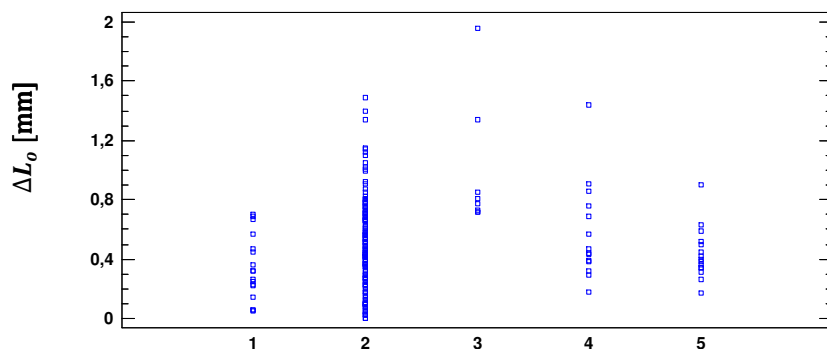
**Tabela 5.13 Średnia wartość tygodniowego wzrostu podudzia w zależności od płci dziecka**

Płeć dziecka	$\overline{\Delta L_o}$
	mm
1 / ♂	0,48
2 / ♀	0,52

**Rys. 5.16 Zależność tygodniowych wartości wzrostu podudzia od płci dziecka**

### Analiza zależności tygodniowych wartości wzrostu podudzia od wieku dziecka

Kolejna analiza ma na celu sprawdzenie, czy wiek dziecka związany jest z wyznaczoną średnią wartości wzrostu podudzia  $\overline{\Delta L_o}$ . W badanej grupie znalazły się dzieci, które podzielono pod względem wieku na pięć podgrup. Przyjęte oznaczenia oraz odpowiadające im uzyskane wartości  $\overline{\Delta L_o}$  podaje tabela 5.14. Otrzymane wartości  $\overline{\Delta L_o}$  w poszczególnych przedziałach wiekowych pokazano natomiast na rys. 5.17.



**Tabela 5.14 Średnia wartość tygodniowego wzrostu podudzia w zależności od wieku dzieci**

Wiek dziecka	$\overline{\Delta L_o}$
lat	mm
1 / 8,5-9	0,34
2 / 9,1-10	0,49
3 / 10,1-11	0,99
4 / 11,1-12	0,54
5 / 12,1-13	0,44

**Rys. 5.17 Zależność tygodniowych wartości wzrostu podudzia od wieku dziecka**

Uzyskana w tym przypadku wartość 0,0006 parametru  $p$  testu Kruskala-Wallisa potwierdza istotność wpływu grupy wiekowej na wyznaczoną wartość  $\overline{\Delta L_o}$ . W niniejszej analizie na uwagę zasługuje fakt, iż najliczniejszą podgrupę stanowią dzieci w wieku 9,1-10 lat, bo obejmuje ona aż 15 uczniów grupy eksperymentalnej. Młodszych dzieci było dwoje, a w kolejnych przedziałach wiekowych znalazły się już tylko pojedyncze osoby. Uzyskana wartość  $\overline{\Delta L_o}$  jest zbieżna z wartościami uzyskanymi dla średnich wartości w przedziałach

innych analiz, gdzie znalazła się najliczniejsza grupa osobników. Sytuacje takie miały miejsce w analizie pod względem wysokości ciała według siatki centylowej, czy wskaźnika BMI.

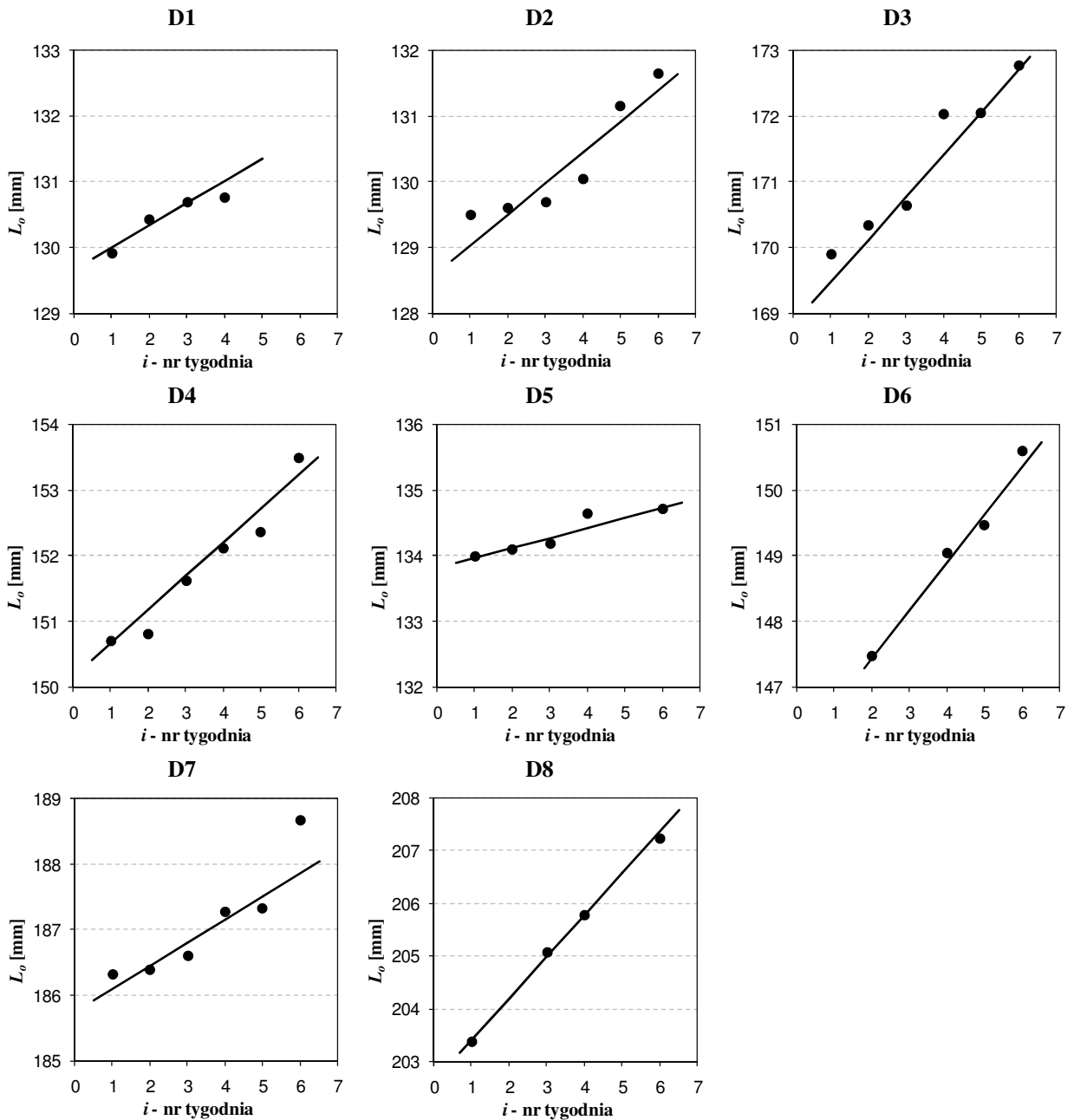
Przeprowadzone wcześniej analizy odniesiono do całej grupy badawczej. Innym podejściem jest skoncentrowanie się na wyniku badania uzyskanym dla konkretnego dziecka.

Wyznaczone tygodniowe wartości wzrostu podudzia, dla poszczególnych dzieci, pozwalają na oszacowanie średniej wartości tygodniowego przyrostu długości podudzia  $\overline{\Delta L_o}$ . W zależności od podejścia wartość tę można wyznaczyć kilkoma sposobami. Jednym z nich jest wyznaczenie kombinacji wszystkich par wyników, jak opisano wcześniej, a następnie wyznaczenie ich średniej wartości. Na podstawie eksperymentu wykonanego przez 6 tygodni możliwe jest wyznaczenie kolejnych tygodniowych wartości wzrostu podudzia, czyli pięciu wartości, a na tej podstawie średniej wartość  $\overline{\Delta L_o}$  dla jednego osobnika.

W literaturze występują przypadki stosowania regresji liniowej do wyznaczania szybkości przyrostu podudzia  $LLV$ , która odniesiona do jednego tygodnia daje także wartość tygodniowego wzrostu [50; 52; 65; 66]. Takie rozwiązanie nasuwa pewne wątpliwości związane z szacowaniem niepewności pomiaru. Linearyzacja wyznaczonych w kolejnych tygodniach wartości  $L_{oi}$  wiąże się z potrzebą wprowadzenia błędu standardowego estymacji do budżetu niepewności pomiaru. Z drugiej jednak strony nie można wykluczyć, iż punkty pomiarowe znajdujące się poza wyznaczonym modelem regresji są ilustracją obserwowanego zjawiska, nie zaś źródłem niepewności pomiaru. Zasadne wydaje się zatem stosowanie regresji liniowej w celu oceny jakościowej występującego trendu, indywidualnego dla każdego osobnika, aniżeli wyznaczanie na tej podstawie miary ilościowej zjawiska.

W związku z powyższym, w odniesieniu do uzyskanych wyników badań, wykonanych w grupie eksperymentalnej, podjęto także próbę zastosowania regresji liniowej w celu sprawdzenia możliwości określenia trendu dla każdego osobnika.

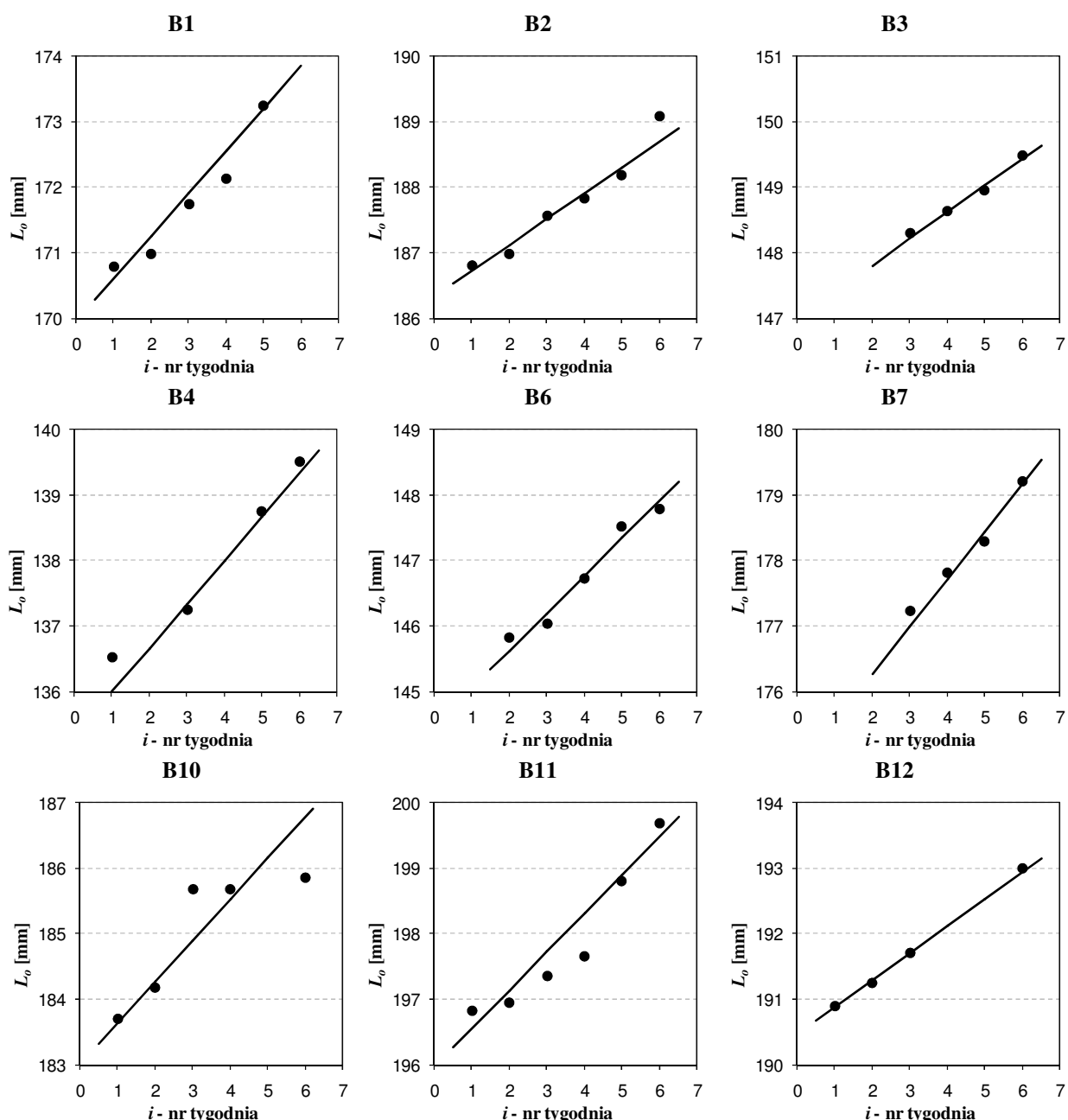
Wyznaczona w kolejnych tygodniach wartość  $L_{oi}$  charakteryzowana jest przez różne wartości niepewności  $u(L_{oi})$ . W związku z tym faktem, wartościom  $L_{oi}$  przypisano wagi w analogiczny sposób jak zostało to opisane w pkt. 3.1 [82; 83; 101]. Z analizy wyłączono punkty pomiarowe, które były wynikiem choroby dziecka. Wyznaczone proste regresji, dla poszczególnych osobników, z zaznaczeniem punktów, które zostały wzięte do analizy zaprezentowano zbiorczo w dwóch grupach dla dziewcząt (rys. 5.18) i chłopców (rys. 5.19).



Rys. 5.18 Wyznaczenie  $LLV$  grupy dziewcząt

Prezentowanej analizie nie przeprowadzono, ze względu na brak takiej możliwości, w oparciu o uzyskane dane, dla dzieci – B5, B8 i B9.

Wyznaczony parametr  $LLV$ , w odniesieniu do badanych dzieci podano w dalszej części pracy (tabela 5.15). W celu uzupełnienia tej informacji przedstawiono także wartości wyznaczonego współczynnika korelacji w kwadracie  $R^2$ .



Rys. 5.19 Wyznaczenie LLV grupy chłopców

Na rys. 5.18 i rys. 5.19 możemy zaobserwować trend zmian wzrostu podudzia badanych dzieci. Na podstawie zaprezentowanych charakterystyk można stwierdzić, iż zmiany te w niektórych przypadkach mają wyraźnie liniowy charakter, na przykład dla dzieci: D6, D8, B3 i B12. Widzimy także, iż stopień dopasowania wyników może się też różnicować, jak w przykładach: D2, D4, B1, B11. Na podstawie wykonanych badań i przeprowadzonej analizy można wnioskować, iż aproksymacja liniowa może stanowić formę uzupełnienia obserwowanego zjawiska i jego trendu. Na uwagę należy mieć jednak problem związany z wyłączeniem wyników z analizy. Trudno bowiem jednoznacznie stwierdzić, czy uzyskany w

danym terminie rezultat jest skutkiem znanego czynnika, na przykład choroby, czy wynika z charakteru samego zjawiska jakim jest proces wzrastania.

Miarą ilościową obserwowanego wzrostu podudzia są natomiast jego wartości odniesione do przyjętego interwału czasowego. W oparciu o uzyskane wyniki, wyznaczono kilka przykładowych wartości  $\Delta L_o$ , opisujących przyjęte interwały czasowe.

Wyznaczone wartości wraz z charakteryzującymi je niepewnościami rozszerzonymi podaje tabela 5.15. Puste pola w tabeli wynikają z powodu braku danych, spowodowanych absencją dzieci w tych terminach eksperymentu.

**Tabela 5.15 Przykłady wyznaczonych wartości wzrostu podudzia  $\Delta L_o$  wraz z  $U_{\Delta L}$  (dla  $k = 2$  i  $\gamma = 95,45\%$ )**

Interwał	5 tygodni		3 tygodnie		1 tydzień				LLV	$R^2$
	Nr tygodni $i$				1-2		2-3			
Parametr	$\Delta L_o$	$U_{\Delta L}$	$\Delta L_o$	$U_{\Delta L}$	$\Delta L_o$	$U_{\Delta L}$	$\Delta L_o$	$U_{\Delta L}$		
Kod dziecka	mm		mm		mm		mm		mm/tydz.	-
D1	0,62	0,27	-0,16	0,27	0,51	0,21	0,27	0,20	0,34	0,952
D2	2,16	0,34	1,97	0,36	0,10	0,38	0,08	0,41	0,47	0,927
D3	2,88	0,31	2,14	0,16	0,44	0,33	0,29	0,19	0,65	0,979
D4	2,80	0,22	1,88	0,37	0,10	0,34	0,82	0,45	0,52	0,989
D5	0,72	0,42	0,53	0,48	0,10	0,33	0,09	0,41	0,15	0,965
D6	-	-	3,16	0,38	-	-	-0,05	0,38	0,73	0,987
D7	2,35	0,24	2,06	0,23	0,06	0,19	0,22	0,18	0,35	0,866
D8	3,87	0,37	2,17	0,38	-1,51	0,29	3,21	0,29	0,80	0,998
B1	1,92	0,24	0,97	0,24	0,18	0,49	0,76	0,50	0,65	0,986
B2	2,27	0,17	1,51	0,26	0,17	0,16	0,59	0,26	0,40	0,977
B3	-	-	1,19	0,42	-	0,22	1,02	0,43	0,41	0,987
B4	2,98	0,32	2,26	0,22	-0,21	0,40	0,92	0,33	0,67	0,979
B5	1,17	0,36	-0,17	0,27	-0,22	0,35	1,55	0,27	-	-
B6	1,81	0,20	1,75	0,12	-0,15	0,22	0,22	0,15	0,58	0,980
B7	0,98	0,23	1,97	0,40	0,07	0,57	-1,06	0,66	0,73	0,952
B8	0,21	0,37	0,34	0,20	-	-	-	-	-	-
B9	-0,79	0,49	0,15	0,56	-	-	-	-	-	-
B10	2,16	0,73	0,19	0,78	0,48	0,26	1,49	0,39	0,63	0,922
B11	2,85	0,20	2,32	0,41	0,13	0,17	0,40	0,39	0,59	0,976
B12	2,11	0,35	1,30	0,35	0,36	0,23	0,45	0,23	0,41	0,999
średnia	1,83		1,38		0,04		0,63		0,53	

W tabeli występują również ujemne wartości  $\Delta L_o$ , będące wynikiem choroby. Można zaobserwować, iż wartości  $\Delta L_o$  uzyskiwane dla różnych dzieci, ale przy tym samym interwale czasowym przyjmują różne wartości. Fakt ten potwierdza, co opisano wcześniej, iż uzyskiwane rezultaty są wynikiem oddziaływania wielu czynników, na badanego osobnika. Ponadto, są to wartości specyficzne, gdyż odpowiadają indywidualnym cechom każdego

dziecka. Nie mniej jednak widać zróżnicowanie wartości dla różnych interwałów czasowych, jak ma to miejsce dla interwału 5-cio i 3-tygodniowego. Mimo, iż grupę badawczą stanowiło 20 dzieci, czas prowadzenia badania nie był długi, a eksperymentowi towarzyszyło wiele czynników oddziałujących na dzieci, proces wzrastania jest obserwowany, a opisujące go parametry ilościowe są spójne. Ze względu na liczebność badanej grupy, wszystkie sytuacje zaburzające silnie oddziałują na wynik opisujący grupę. Każdy z uzyskiwanych w *i*-tym tygodniu wynik pomiaru charakteryzuje niepewność pomiaru na podobnym poziomie. Złożenie tych niepewności, w celu oceny wyniku przyrostu długości podudzia  $\Delta L_o$ , daje zatem podobne wartości niezależnie od przyjętego interwału czasowego. Uzyskano zatem niepewność pomiaru na poziomie ok. 15 % dla interwału 5-cio tygodniowego i 50 %, wartości wielkości mierzonej, przy interwale tygodniowym.

## 6. Podsumowanie i odniesienie do tezy

Obserwacja procesu wzrastania jest jednym z podstawowych narzędzi w pediatrii pozwalających na ocenę procesu rozwoju i dojrzewania młodego człowieka. Pomiar wysokości jest prostym, i przede wszystkim nieinwazyjnym badaniem, pozwalającym na monitorowanie zachodzących zmian. Przyrządy takie jak stadiometr i antropometr są łatwo dostępne i powszechnie używane przez lekarzy pediatrów. Zasadniczym ograniczeniem używania tego rodzaju narzędzi pomiarowych jest właściwość samej metody, która odnosi się do pomiaru wysokości całego człowieka. Zmiany dobowe zachodzące w organizmie wykluczają więc stosowanie tych narzędzi w sytuacjach, gdy konieczne jest monitorowanie procesu w krótkich interwałach czasowych. Podejmowane przez lekarzy i antropologów próby oceny procesu wzrastania, wykonywane w krótszych, nawet tygodniowych odstępach czasu, opierały się na pomiarach długości podudzia, które stanowi dobre odzwierciedlenie zmian zachodzących w całym organizmie. Budowane stanowiska i prowadzone eksperymenty prowadziły do uzyskiwania cennych i pożądaných przez lekarzy informacji. Z drugiej jednak strony stosowana procedura pomiarowa stanowiła duże ograniczenie do rozpowszechnienia metody knemometrycznej i popularyzację pomiaru długości podudzia, jako badania rutynowego.

Jest wiele obszarów medycyny, w których ocena krótkoterminowa procesu wrastania mogłaby wspierać prowadzone terapie farmakologiczne lub wspomagać identyfikację i ocenę wpływu znanych czynników na wzrost. Oczekiwaniem stawianym metodzie, umożliwiającej monitorowanie procesu wzrastania, w krótkich odstępach czasu, jest przede wszystkim

sposób wykonywania badania. Powinien on odbywać się w krótkim czasie, tak by mógł być możliwy do wykonania podczas rutynowej wizyty kontrolnej. Ponadto, narzędzie stosowane do pomiaru powinno być łatwe w obsłudze i mobilne. Jakość uzyskiwanych wyników powinna zapewnić miarodajność uzyskiwanych rezultatów.

W odniesieniu do stwierdzonych potrzeb została sformułowana teza pracy mówiąca, iż możliwe jest opracowanie nowej metody pomiaru wzrostu dzieci w krótkich (kilkutygodniowych) interwałach czasowych, na podstawie pomiaru długości podudzia oraz budowa stanowiska umożliwiającego szybki pomiar, bez unieruchamiania pozycji dziecka, odniesiony do warunków pomiarów bezstykowych.

Realizacją praktyczną tezy pracy była budowa stanowiska przeznaczonego do pomiaru długości podudzia dziecka, w wieku od około 5 lat. Stanowisko to dedykowane jest do pomiaru długości kończyny będącej w ruchu. Konstrukcja stanowiska umożliwia prowadzenie pomiarów bilateralnych, co jest ważne w przypadku problemów ortopedycznych z jedną z kończyn, funkcja ta może też stanowić ułatwienie dla leworęcznych operatorów. Przedstawiona w pracy idea metody pozwala na odniesienie uzyskiwanych wyników pomiarów do warunków pomiarów bezstykowych. Takie rozwiązanie eliminuje wpływ ugięć zachodzących w obszarze tkanki miękkiej, występujących zawsze podczas pomiarów kontaktowych, trudnych do oszacowania i kompensacji. Opracowanie wyników pomiarów, oparte na analizie charakterystyki pomiarowej, uśrednia dodatkowo indywidualne zmiany zachodzące w obszarze tkanki miękkiej.

Zaletą opracowanej metody jest czas realizacji pomiaru. Przygotowanie do badania i pomiar zajmuje kilka minut, także przez dzieci badanie nie jest oceniane jako uciążliwe. Warto zaznaczyć również, iż dzieci chętnie uczestniczyły w badaniu, a absencja spowodowana była przede wszystkim problemami zdrowotnymi.

Konstrukcja stanowiska umożliwia jego łatwy transport, co zostało zweryfikowane podczas praktycznej realizacji eksperymentu.

Ideę metody potwierdzono podczas badań przeprowadzonych na grupie dzieci. Badanie prowadzono przez 6 tygodni, uzyskane rezultaty potwierdzają wymagania stawiane wobec metody. Przeprowadzona próba umożliwia obserwację nawet tygodniowych przyrostów długości podudzia. Uzyskane wyniki pozwalają na wyłonienie rezultatów związanych zarówno z dobrym stanem zdrowia dzieci jak i związanych z chorobą, czy rekonwalescencją. Metoda jest także czuła na obserwację zmian u dzieci z zaburzeniami wzrastania, o czym świadczą wyniki uzyskane dla chłopca będącego w trakcie terapii hormonalnej. Nowa metoda



pozwała na obserwację zmian dynamiki wrastania dzieci, która zmieniała się pod wpływem czynników zewnętrznych.

Wyznaczona średnia tygodniowa wartość długości podudzia wynosząca 0,43 mm jest zbieżna z wartościami podawanymi w literaturze (0,4 – 0,5) mm [11; 50; 52; 63].

Przeprowadzona analiza metrologiczna umożliwiła jakościową ocenę nowej metody. Po raz pierwszy przedstawiono wyniki pomiarów przyrostu długości podudzia wraz z niepewnością pomiaru. Uzyskiwane w kolejnych tygodniach wyniki pomiaru długości podudzia charakteryzują się niepewnością rozszerzoną na poziomie 0,2 mm, a wzrostu podudzia na poziomie 0,3 mm.

Dalsze prace związane z rozwijaniem nowej metody pomiaru wzrostu mogą dotyczyć przygotowania specjalistycznego oprogramowania, pozwalającego na bieżącą analizę danych, z atrakcyjnym dla mierzonego dziecka interfejsem. Kolejnym zagadnieniem jest opracowanie metody wzorcowania stanowiska, być może także powiązanej z koniecznością przygotowania specjalnego wzorca pomiarowego.

## 7. Bibliografia

1. **Dormans J. P., red. wyd. pol. Marczyński W.** *Ortopedia pediatria*. Wrocław : Elsevier Urban & Partner, 2009.
2. **Wolthers O. D.** Long-, intermediate- and short-term growth studies in asthmatic children treated with inhaled glucocorticosteroid. *Eur Respir J.* 1996, 9, 821–827.
3. **Karlberg J., Jalil F., Lam B., Low L., Yeung C .Y.** Linear growth retardation in relation to the three phases of growth. *Eur J Clin Nutr.* 1994, 48 Suppl 1:S25-43; discussion S43-4.
4. **Lampl M.** Perspectives on modelling human growth: mathematical models and growth biology. *Ann Hum Biol.* 2012, 39(5):342-5.
5. **Garfunkel L. C., Kaczorowski J. M., Christy C.** *Konsultacja kliniczna w pediatrii.* Wrocław : Elsevier Urban & Partner, 2011.
6. **Ryniewicz A.** Accuracy assessment of shape mapping using computer tomography. *Metrol. Meas. Syst.* 2010, 17(3), 481–492.
7. **Wood A. R., i inni.** Defining the role of common variation in the genomic and biological architecture of adult human height. *Nature Genetics.* 2014, 46(11):1173-86.
8. **Lampl M., Schoen M.** How long bones grow children: Mechanistic paths to variation in human height growth. *American Journal of Human Biology.* 2017, 29(2), 1-16.
9. **Lewiński A., Zygmunt A. i inni.** *Diagnostyka czynnościowa zaburzeń hormonalnych z elementami diagnostyki różnicowej.* Lublin : Czelej, 2011. ISBN: 978-83-60608-61-6.
10. **Ballock R. T., O'Keefe R. J.** The biology of the growth plate. *The Journal of Bone and Joint Surgery.* 2003, 85-A(4):715-26.
11. **Hulanicka B., Gronkiewicz L., Koziel S.** Wzrastanie dzieci: badanie knemometryczne. *Zakład Antropologii PAN.* 1999.
12. **Hermanussen M., Geiger-Benoit K., Sippell W. G.** "Negative growth" in anorexia nervosa assessed by knemometry. *Eur J Pediatr.* 1987, 146(6):561-4.
13. **Takasaki H.** Moiré topography. *Appl Opt.* 12(4), 1973, 845-50.
14. **Zawieska D., Podlasiak P.** Moire technique utilization for detection and measurement of scoliosis. Vol.1820, 1993, 57-62.

15. **Zawieska D., Podlasiak P., Kujawinska M., Patorski K.** Moire and grating projection techniques for measurement of postural deformity Proceedings of SPIE. *The International Society for Optical Engineering*. Vol.2646, 1995, 291-297;
16. **Turner-Smith A. R., Harris J. D., Houghton G. R., Jefferson R. J.** A method for analysis of back shape in scoliosis. *Jurnal of biomechanics*. 1988, 21(6):497-509.
17. **Berryman F., Pynsent P., Fairbank J., Disne S.** A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *Eur Spine J.* 7(5), 2008, 663–672.
18. **Burkhard D.** Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity. *Scoliosis*. Vol. 9 (1), 2014, 22.
19. <https://diers.eu>. [Online]
20. **Chowańska J., Kotwicki T., Krzyżaniak A., Szulc A.** Warunki i możliwości stosowania techniki topografii powierzchni ciała do wykrywania skrzywień kręgosłupa u dzieci i młodzieży. *Problemy Higieny i Epidemiologii*. 2009, 90(1): 1-5.
21. **Tokarczyk R., Huppert M.** Automatyczna detekcja i pomiar markerów w fotogrametrycznym systemie trójwymiarowego pozycjonowania ciała dla celów rehabilitacji leczniczej. *Geodezja, Półrocznik AGH*. 2006, Tom 12, zeszyt 2/1.
22. **Lenar J., Witkowski M. R., Carbone V., Sitnik R. i inni.** Lower body kinematics evaluation based on a multidirectional four-dimensional structured light measurement. *Journal of Biomedical Optics*. 2013, 18(5):56014.
23. **Sitnik R., Witkowski M.** Locating and tracing of anatomical landmarks based on full-field four-dimensional measurement of human body surface. *Journal of biomedical optics*. Vol.13(4), 2008, 044039.
24. **Liberadzki P., Adamczyk M., Witkowski M., Sitnik R.** Structured-Light-Based System for Shape Measurement of the Human Body in Motion. *Sensors*. 2018, Vol.18(9).
25. <https://www.vitronic.pl/>. [Online]
26. <https://www.creaform3d.com>. [Online]
27. <https://www.retul.com>. [Online]
28. <https://bicyclebuysell.com/>. [Online]
29. **Simmons K. P.** Body measurement techniques: a comparison of three-dimensional body scanning and physical anthropometric methods. *North Carolina State University, Raleigh, North Carolina*. 2001.
30. **Milde K., Wiśniewski A., Gyrczuk E., Tomaszewski P.** Urodzeniowa masa i długość ciała noworodków warszawskich. *Pediatr Endocrinol Diabetes Metabolism*. 21(3), 2016, 111-21.

31. **Onis M., Garza C., Victora C. G.** The WHO Multicentre Growth Reference Study: strategy for developing a new international growth. *Forum Nutr.* 56, 2003, 238-240.
32. **Florin T., Ludwig S.** *Netter's Pediatrics.* : Saunders, 2011. ISBN: 9781437711561.
33. <https://holtain.co.uk/>. [Online]
34. <https://www.seca.com>. [Online]
35. <https://www.charderscales.com>. [Online]
36. <https://medicine.ade-germany.de>. [Online]
37. <https://www.soehnle.de>. [Online]
38. <http://www.seritex.com/>. [Online]
39. <http://www.anthropometricinstruments.com>. [Online]
40. **Guzmán Hernández C., Reinoza Calderón G., Hernández Hernández R. A.** Estimación de la talla en la evaluación nutricional. *Revista Chilena de Pediatría.* 2014, 85 (1): 22-30.
41. **Ferreira-Melo A., Kuerten de Salles R., Gracieli Kunradi Vieira F., Gonçalves Ferreira M.** Comparative analysis of height estimation methods in hospitalized adults and elders. *Nutrición Hospitalaria.* 2017, 34(1):116-121.
42. **Chumpathat N., Rangsin R., Changbumrung S., Soonthornworasiri N., Durongritichai V., Kwanbunjan K.** Use of knee height for the estimation of body height in Thai adult women. *Asia Pacific Journal of Clinical Nutrition.* 2016, 25(3):444-451.
43. **Chumlea W. C., Guo S. S., Wholihan K., Cockram D., Kuczmarski R. J., Johnson C. L.** Stature prediction equations for elderly non-Hispanic white, non-Hispanic black, and Mexican-American persons developed from NHANES III data. *J Am Diet Assoc.* 1998, 98(2):137-42.
44. <https://nutriactiva.com>. [Online]
45. <https://shop.weighandmeasure.com>. [Online]
46. **Gordon S. A., Fredman L., Orwig D. L., Alley D. E.** Comparison of Methods to Measure Height in Older Adults. *Journal Of The American Geriatrics Society.* 2013, 61(12): 2244–2246.
47. **Glinkowski W., Ciszek B.** Morphology and properties of intervertebral discs - selected issues. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja.* 2004, 6(2):141-8.
48. **Niesłuchowski W.** *Kręgosłup - klucz do zdrowia.* : Agencja Wydawnicza COMES, 2002. 9788385486190.

49. **Valk I. M., Langhout Chabloz A. M. E., Smals A. G. H., Kloppenborg P. W. C., Cassorla F. G., Schutte E. A. S. T.** Accurate measurement of the lower leg length and the ulnar length and its application in short term growth measurements. *Growth*. 1983, 47, 53-66.
50. **Wolthers O. D.** Methodology and implications of knemometry in growth assessment of inhaled glucocorticoids. *Pediatric Allergy and Immunology*. 2010, 21, 190-198.
51. **Hermanussen M., Geiger-Benoit K, Burmeister J., Sippell W.G.** Knemometry in childhood: accuracy and standardization of a new technique of lower leg length measurement. *Annals of Human Biology*. 1988, 15(1):1-15.
52. **Woles J. K. H, Milner R. D. G.** Knemometry in assessment of linear growth. *Archives of Disease in Childhood*. 1987, 62, 166-171.
53. **Michaelsen K. F.** Short-term measurements of linear growth in early life: infant knemometry. *Acta Paediatrica*. 1997, 86(6), 551–553.
54. <http://www.michael-hermanussen.de>. [Online]
55. **Törnbage C.J.** Knemometry is a Valuable Method to Estimate Health in Infants. *Current Trends in Endocrinology*. 2017, Vol. 9, 51-58.
56. **Biscaard H.** Systematic activity of inhaled topical steroid in toddlers studies by knemometry. *Acta Paediatrica*. 1993, 82, 1-66-71.
57. **Gibson A. T., Pearse R. G., Wales J. K. H.** Knemometry and the assessment of growth in premature babies. *Archives of Disease in Childhood* . 1993, 69: 498-504.
58. **Anhøj J., Bisgaard A. M., Bisgaard H.** Systemic Activity of Inhaled Steroids in 1- to 3-Year-Old Children With Asthma. 2002, 109; e40.
59. **Dixon B., Darlow B., Prickett T.** How useful is knemometry in measuring neonatal growth? *J Paediatr Child Health*. 2008, 44(7-8):444-8.
60. **Mitchell L.C., Low L.C.K. , Karlberg J.** Correlates of Lower Leg Length Growth and Weight Gain in Early Life. *HK J Paediatr (New Series)*. 1996, 1:137-140.
61. **Heuck C., Ternowitz T., Herlin T., Wolthers O. D.** Knemometry in children with atopic dermatitis treated with topical glucocorticoids. *Pediatric Dermatology*. 1998, 15(1), 7-11.
62. **Hermanussen M.** Knemometry, a new tool for the investigation of growth. *European Journal of Pediatrics*. 1988, 147(4):350-5;.
63. **Urlacher S. S., Snodgrass J. J., Liebert M. A., Cepon-Robins T. J., Gildner T. E., Sugiyama L. S.** The application of knemometry to measure childhood short-term growth among the indigenous Shuar of Ecuador. *American Journal of Physical Anthropology*. 2016, 160(2):353-7.

64. **Chawes B., Nilsson E., Nørgaard S., Dossing A., Mortensen L., Bisgaard H.** Knemometry is more sensitive to systemic effects of inhaled corticosteroids in children with asthma than 24-hour urine cortisol excretion. *J Allergy Clin Immunol.* 2017, 140(2):431.
65. **Wolthers O. D., Pedersen S.** Growth of asthmatic children during treatment with budesonide: a double blind trial. *BMJ.* 1991, 303:163-5.
66. **Vreede I., Haarman E. G., Sprikkelman A. B., Aalderen W. M.** From knemometry to final adult height: Inhaled corticosteroids and their effect on growth in childhood. *Paediatric Respiratory Reviews.* 2013, 14(2) , 107-111.
67. **Hermanussen M.** Knemometry, a new tool for the investigation of growth. *European Journal of Pediatrics.* 1988, 147(4):350-5.
68. **Edwards Ch., Marks R.** Evaluation of Biomechanical Properties of Human Skin. *Clinics Dermatology.* 1995, 13, 375-380.
69. **Szostek S., Będziński R. i inni.** Właściwości skóry ludzkiej uzyskane w testach mechanicznych i techniką spektroskopii Ramana. *Engineering of Biomaterials.* 2009, 89-91, 208-210.
70. **Piekarski K.** Struktura i właściwości mechaniczne tkanek organicznych. *Mechanika teoretyczna i stosowana.* 1974, tom 12, zeszyt 3.
71. **Thacker J. G, Iachetta F.A i inni.** In vivo extensometer for measurement of the biomechanical properties of human skin. *Rev. Sci. Instrum.* 1977, 48(2):181-5.
72. **Fthenakis C. G., Maes D. H., and Smith W. P.** In vivo assessment of skin elasticity using ballistometry. *Journal Of The Society Of Cosmetic Chemists.* 1991, 42, 211-222.
73. **Watt V., M Pickering M., Wales J. K. H.** A comparison of ultrasonic and mechanical stadiometry. *Archives od Disease in Childhood.* 1998, 78:269–270.
74. **Korhonen R., Saarakkala S.** Biomechanics and Modeling of Skeletal Soft Tissues. *Theoretical Biomechanics.* 25, 113-132.
75. **Jiang Y., Nakamura G.** Viscoelastic properties of soft tissues in a living body measured by MR elastography. *Journal of Physics: Conference Series 290.*, 2011.
76. **Nawrocka A., Nawrocki K.** Modelowanie ruchu kończyny dolnej. *Modelowanie inżynierskie.* 2011, 42, 283-285.
77. **Gautieri A., Vesentini S. i inni.** Viscoelastic properties of model segments of collagen molecules. *Matrix Biology.* 2012, 31,141–149.
78. [www.nikon-instruments.jp](http://www.nikon-instruments.jp). [Online]
79. Narzędzia pomiarowe. Przyrządy suwmiarkowe. Wymagania. PN-M-53130:1980.

80. **Rępańska M., Woźniak A., Kulus M.** Application of Coordinate Measuring Arm for Accurate Measurement of Child Growth. *Measurement Science Review*. 2018, 18, No. 5, 201-206.
81. **Rępańska M., Woźniak A.** Child growth weekly measurement using universal coordinate measuring instruments. Szczyrk : XIII International Scientific Conference Coordinate Measuring Technique, 2018.
82. **Jaworski J.** *Matematyczne podstawy metrologii*. Warszawa : wydawnictwo Naukowo Techniczne, 1979.
83. **Magiera A.** *I pracownia fizyczna*. Kraków : Instytut Fizyki Uniwersyt Jagielloński, 2012. wyd. 4 .
84. **Rępańska M., Woźniak A., Kulus M.** Measurement of the growth of children at weekly intervals. *Review of Scientific Instruments*. 90, 2019, 024103-1 – 024103-7.
85. <http://www.renishaw.com/>. [Online]
86. <http://www.wobit.com.pl/produkty/618/kmm50/>. [Online]
87. IV 251 Signal converter. *Motrona*. 2008.
88. 5700A/5720A Series II Multifunction Calibrator. Service manual. *Fluke*. Rev. 2, 3/05, 1996, PN 601630.
89. *Wyrażanie niepewności pomiaru. Przewodnik*. Warszawa : GUM, 1999. ISBN: 83-906546-1-x.
90. **Arendalski J.** *Niepewność pomiarów*. Warszawa : Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2013. ISBN: 978-83-64094-30-9.
91. **Przaca zbiorowa.** *Niepewność pomiarów w teorii i praktyce*. Warszawa : GUM, 2011. ISBN:978-83-9065546-8-3.
92. *Supplement 1 to the Guide to the expression of uncertainty in measurement – Propagation of distributions using a Monte Carlo method*. 2008. JCGM 101.
93. <http://www.mcmalchimia.com/>. [Online]
94. *Siatka centylowa wysokości ciała dziewcząt w wieku 3-18 lat; badania OLA i OLAF; pomiary dzieci i młodzieży w latach 2007 - 2012*.
95. *Siatka centylowa wysokości ciała chłopców w wieku 3-18 lat; badania OLA i OLAF; pomiary dzieci i młodzieży w latach 2007 - 2012*.
96. **Wit J. M., Boersma B.** Catch-up growth: definition, mechanisms, and models. *J Pediatr Endocrinol Metab*. 2002, 15 Suppl 5:1229-41.
97. **Wit C. C, Sas T. C. J, Wit J. M, Cutfield W. S.** Patterns of catch-up growth. *The Journal of pediatrics*. 2013, 162 (2), 415–420.

98. **Boersma B., Wit J. M.** Catch-up Growth. *Endocrine Reviews*. 1997, 18(5), 646–661.
99. **Dobosz M.** *Wspomagana komputerowo statystyczna analiza wyników badań*. Warszawa : EXIT, 2001. ISBN: 83-87674-29-X.
100. **Ritchie H., Roser M.** <https://ourworldindata.org/obesity>. [Online]
101. **Urbański M.K.** *Opracowywanie danych doświadczalnych*. Warszawa : Wydział Fizyki Politechniki Warszawskiej, 2018.



## 8. Spis najważniejszych symboli i oznaczeń

$\Delta F$	błąd przesunięcia modelu względem osi odciętych
$\Delta L_o$	przyrost długości podudzia / wzrost podudzia
$E_m$	moduł Younga reprezentujący właściwości sprężyste tkanki miękkiej
$F$	siła nacisku działająca na mierzoną kończynę
$F_c$	ustalona, charakterystyczna wartość siły
$F'_c$	charakterystyczna wartość siły wyznaczona dla modelu
$F_d$	ustalona dolna wartość zakresu siły
$F'_d$	dolna wartość siły korygowana do $F_d$
$F_{d1}$	dolna graniczna wartość siły, ustalona do opracowywania wyników pomiaru
$F_{g1}$	górną graniczną wartość siły, ustalona do opracowywania wyników pomiaru
$F_u$	górną wartość zakresu siły
$i$	numer tygodnia
$j$	liczba sesji pomiarowych
$k$	liczba serii pomiarowych
$k'$	wypadkowy współczynnik sprężystości
$k_m$	współczynnika sprężystości reprezentujący właściwości sprężyste tkanki miękkiej
$k_s$	współczynnika sprężystości elementu sprężystego stanowiska
$L$	długość podudzia
$L_o$	długość podudzia odniesiona do warunków pomiarów bezstykowych ( $F = 0$ )
$L_{oo}$	odległość pomiędzy punktami obrotu stawu skokowego i kolanowego
$L_p$	długość podudzia odniesiona do warunków pomiarów bezstykowych ( $F = 0$ ) nieskorygowana o błąd przesunięcia modelu względem osi odciętych
$\hat{L}(F)$	model opisujący wyniki pomiaru
$LLV$	( <i>lover leg velocity</i> ) szybkość przyrostu długości podudzia
$M$	liczba pomiarów wykonanych w jednym terminie badania
$n$	liczba pomiarów w serii pomiarowej
$N$	liczba tygodni pomiarów
$R$	rozstęp wyników pomiaru
$\eta_m$	współczynnik reprezentujący tłumienie w obszarze tkanki miękkiej
$U_{LLV}$	niepewność rozszerzona szybkości przyrostu długości podudzia

$U_{\Delta L}$	niepewność rozszerzona wzrostu długości podudzia
$w$	waga zmiennej
$\nu$	liczba stopni swobody
$\bar{z}$	wartość średnia współrzędnej $z$
$\check{z}$	wartość teoretyczna zmiennej $z$