

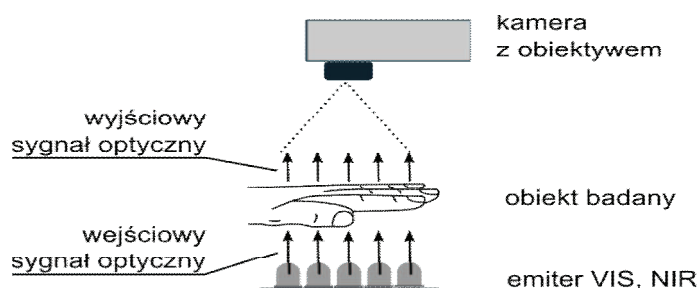
Przemysław RYBACZEWSKI*
Grzegorz WICZYŃSKI*

WYKORZYSTANIE KAMER CMOS DO REJESTRACJI OBRAZÓW W ZAKRESIE BLISKIEJ PODCZERWIENI

W pracy przeprowadzono ocenę możliwości aplikacyjnych dwóch kamer CMOS w prześwietlaniu peryferyjnych części ciała. Wykonano badania porównawcze dwóch typów kamer, przyjmując metodykę pomiaru zgodną z przyjętym sposobem prześwietlania obiektów biologicznych w układzie docelowym. Badania przeprowadzono przy zastosowaniu kamer tego samego producenta różniących się charakterystyką widmową. Porównano wyznaczone charakterystyki widmowe z danymi katalogowymi producenta. Wyznaczono transmitancję widmową dwóch typów obiektywów. Porównano obiektyw o podwyższonej czułości w zakresie bliskiej podczerwieni z obiektywem przeznaczonym do pracy w zakresie widzialnym. Uzyskane charakterystyki widmowe odniesiono do przykładowej transmitancji optycznej śródręcza.

1. WSTĘP

Rozwój elementów fotonicznych i sposobów przetwarzania sygnałów umożliwia budowę nowych układów obrazowania promieniowaniem optycznym. W literaturze prezentowane są wyniki transiluminacji żywych organizmów [1] oraz wybranych części ciała człowieka [2],[3]. Najprostszym sposobem pozyskiwania obrazu transiluminowanego jest obserwacja obiektu za pomocą kamery w układzie przedstawionym na rys. 1 [4].



Rys. 1. Schemat blokowy sposobu pozyskiwania obrazu transiluminacyjnego

* Politechnika Poznańska.

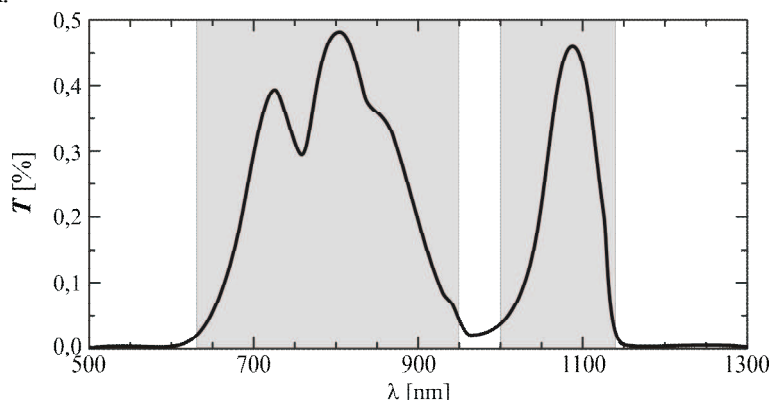
Podstawową trudnością towarzyszącą prześwietlaniu promieniowaniem optycznym obiektów biologicznych jest ich mętność optyczna. Jest ona związana z silnym rozpraszaniem oraz pochłanianiem promieniowania optycznego przez tkanki [5].

Peryferyjne części ciała ze względu na ogólny rodzaj tkanek składają się z [6]:

- tkanki łącznej (krew i limfa),
- tkanki szkieletowej (chrzęstnej i kostnej),
- tkanki mięśniowej (poprzecznie prążkowanej szkieletowej),
- tkanki nerwowej.

Każdy z wymienionych typów tkanek ma inny sposób pochłaniania i rozpraszania promieniowania w zależności od długości fali. Traktując obiekt badany jako pewną całość o nieznannej strukturze można wyznaczyć eksperymentalnie jego transmitancję optyczną będącą stosunkiem sygnału wyjściowego do wejściowego.

Na rysunku 2 zamieszczono przykładową zależność transmitancji optycznej T śródreźca od długości fali λ promieniowania prześwietlającego w zakresie 500–1300 nm.



Rys. 2. Zależność $T = f(\lambda)$ śródreźca z zaznaczonymi (szarym tłem) oknami transmisyjnymi

Z rysunku 2 wynika, że możliwa jest efektywna transiluminacja w dwóch oknach transmisyjnych 630–950 nm oraz 1000–1140 nm. Transmitancja $T(\lambda)$ zależy od właściwości optycznych składników transiluminowanego obiektu. Małe wartości transmitancji $T(\lambda)$ informują, że wynikiem transiluminacji jest słaby sygnał optyczny. Analizując przykładową zależność $T(\lambda)$ należy pamiętać o osobniczym zróżnicowaniu właściwości optycznych prześwietlanych peryferyjnych części ciała oraz wpływie warunków pomiaru (np. nacisk, czas pomiaru).

W dalszej części pracy zamieszczono wykresy transmitancji optycznej $T_{rel}(\lambda)$ przykładowego śródreźca wyrażonej względnie (bez odniesienia do skali pionowych osi przy zachowaniu związku z długością fali λ).

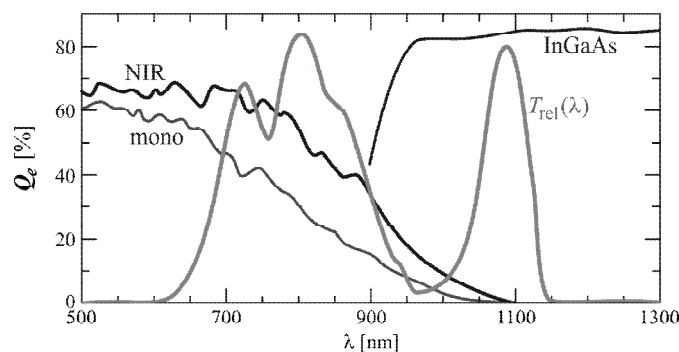
2. OCENA MOŻLIWOŚCI APLIKACYJNYCH KAMER CMOS W PRZEŚWIETLANIU PERYFERYJNYCH CZĘŚCI CIAŁA

W badaniach zastosowano dwie kamery monochromatyczne (UI-1240ME-M, UI-1240ME-NIR) z detektorami krzemowymi pozwalające rejestrować promieniowanie z zakresu bliskiej podczerwieni. Kamera typu UI-1240ME-NIR posiada detektor o podwyższonej czułości w zakresie bliskiej podczerwieni [7],[8].

Detektory stosowane w aparatach rejestrujących obraz cechują się zawsze pewnym tłumieniem wynikającym z ich struktury wewnętrznej. Detektor zbudowany na bazie krzemu charakteryzuje się wzrostem pochłaniania padającego na niego promieniowania szczególnie w obszarze bliskiej podczerwieni.

Skuteczność przetwarzania sygnału optycznego na elektryczny określa parametr nazywany sprawnością kwantową Q_e . W ogólnym ujęciu jest to stosunek energii elektrycznej przetworzonej z detektora do energii promieniowania padającego na detektor. Energia fotonu jest odwrotnie proporcjonalna do długości fali, stąd sprawność kwantowa jest wyznaczana dla różnych długości fali w celu określenia efektywności przetwarzania na każdym poziomie energii fotonów [9].

Na rysunku 3 zamieszczono wykresy sprawności kwantowych $Q_e = f(\lambda)$ dwóch wybranych krzemowych detektorów CMOS i jednego detektora wykonanego z arsenku glinowo-galowego (InGaAs). Zależności te przygotowano na podstawie danych katalogowych producentów [7],[8]. Kamerę UI-1240ME-M o typowej charakterystyce widmowej oznaczono symbolem „mono”. Kamerę UI-1240ME-NIR o podwyższonej czułości w zakresie bliskiej podczerwieni oznaczono „NIR”.



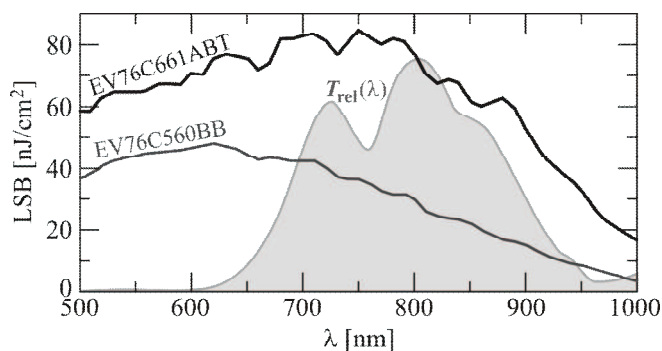
Rys. 3. Zależność $Q_e = f(\lambda)$ detektorów kamer monochromatycznych: **mono** – UI-1240ME-M [7][1], **NIR** – o podwyższonej czułości w zakresie bliskiej podczerwieni UI-1240ME-NIR [8], **InGaAs** – C10633-23 [10], dodatkowo nanieśiono przykładową transmitancję optyczną $T_{rel}(\lambda)$ środrecza

Z porównania charakterystyk widmowych $Q_e(\lambda)$ detektorów kamer i transmitancji optycznej $T_{rel}(\lambda)$ wynika, że nie jest możliwa efektywna transiluminacja środrecza z użyciem jednej kamery. Do prześwietlania w zakresie

pierwszego okna transmisyjnego (630–950 nm) należy zastosować detektor krzemowy w wersji o podwyższonej czułości w zakresie bliskiej podczerwieni. Dzięki temu możliwe jest uzyskanie większego sygnału w długofalowej części tego okna. Z kolei do prześwietlania w zakresie drugiego okna transmisyjnego (1000–1140 nm) niezbędne jest zastosowanie detektora wykonanego z InGaAs. Jednak wiąże się to z dużo większymi kosztami układu prześwietlającego. Dlatego w aktualnie prowadzonych pracach wykorzystywane są kamery z detektorami krzemowymi – co ogranicza badania tylko do pierwszego okna transmisyjnego.

Wypadkowa czułość widmowa kamery zależy od charakterystyk detektora i układu optycznego oraz zastosowanego przetwarzania sygnałów (np. skalowania).

W pracy zamieszczono wyniki badań zrealizowanych za pomocą kamer UI-1240ME-M i UI-1240ME-NIR z wbudowanymi detektorami odpowiednio EV76C560BB [11] i EV76C661ABT [12]. Na rys. 4 zamieszczono charakterystyki widmowe tych detektorów (przygotowane na podstawie danych katalogowych).

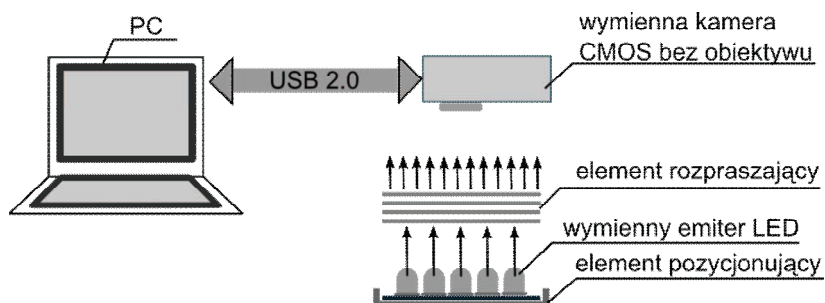


Rys. 4. Charakterystyki widmowe detektorów EV76C560BB [11] (zabudowanego w kamerze mono) i EV76C661ABT [12] (zabudowanego w kamerze NIR) z naniesionymi widmami diod LED (wyrażonymi względnie) oraz fragmentem transmitancji optycznej $T_{rel}(\lambda)$ śródreżca z rys. 2

Porównując charakterystyki widmowe z rys. 4 można stwierdzić, że detektor zbudowany w kamerze NIR jest lepiej dopasowany do pierwszego okna transmisyjnego $T(\lambda)$ niż detektor z kamery mono. Warto również zauważyć różnice w charakterystykach $Q_e = f(\lambda)$ (rys. 3) i $LSB = f(\lambda)$ (rys. 4). Krzywe sprawności kwantowej są przeskalowane w stosunku do charakterystyk $LSB = f(\lambda)$.

Na rysunku 5 przedstawiono schemat blokowy stanowiska badawczego. W tym badaniu zastosowano wymiennie opisane wcześniej typy kamer bez obiektywów oraz zestawy naświetlaczy LED emitujących promieniowanie o określonym widmie (rys. 6).

Pomiary wykonano dla obu kamer stosując pięć zestawów naświetlaczy, zachowując stałe wzajemne położenie kamery, emitera i elementu rozpraszającego.



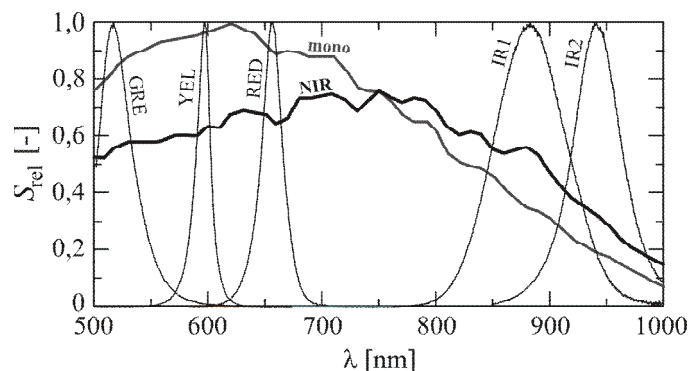
Rys. 5. Schemat blokowy stanowiska pomiarowego do badania kamer

W celu porównania czułości widmowej obu kamer eksperymentalnie wyznaczono proporcje pomiędzy wynikami pomiarów dla oświetlenia pięcioma różnymi typami diod LED. Charakterystyki widmowe użytych diod LED pokazano na rys. 6. Diody GRE ($\lambda_{GRE} = 515 \text{ nm}$), YEL ($\lambda_{YEL} = 595 \text{ nm}$) i RED ($\lambda_{RED} = 655 \text{ nm}$) są źródłami światła, a diody IR1 ($\lambda_{IR1} = 880 \text{ nm}$) i IR2 ($\lambda_{IR2} = 940 \text{ nm}$) są emiterami promieniowania w zakresie bliskiej podczerwieni. Obiektyw modyfikuje wypadkową charakterystykę widmową toru kamera-układ optyczny. Dlatego w trakcie pomiarów służących oszacowaniu czułości widmowej detektora zrezygnowano z niego i oświetlono bezpośrednio powierzchnię światłoczułą detektorów. Dla poszczególnych diod LED zarejestrowano obrazy dla których wyznaczono dominującą wartość pikseli q . Wartość dominującą obrazu zarejestrowanego kamerą UI-1240ME-M oznaczono q_{mono} , a dla obrazu z kamery UI-1240-ME-NIR przyjęto symbol q_{NIR} . Eksperymentalnie wyznaczone wartości ilorazu q_{mono}/q_{NIR} dla poszczególnych diod LED zamieszczono w tabeli 1.

Tabela 1. Eksperymentalnie wyznaczone wartości ilorazu q_{mono} i q_{NIR} dla oszczególnych diod LED

lp.	1	2	3	4	5
λ	λ_{GRE}	λ_{YEL}	λ_{RED}	λ_{IR1}	λ_{IR2}
$q_{mono}/q_{NIR} [-]$	1,64	1,48	1,34	0,67	0,59

Porównanie wartości z tabeli 1 oraz wykresu z rys. 3 prowadzi do wniosku, że wskutek przetwarzania sygnałów czułości widmowe obu kamer są w innej proporcji niż to wynikałoby z charakterystyk detektorów EV76C560BB i EV76C661ABT. Na rys. 6 zamieszczono wykres zaproponowanych względnych czułości widmowych $S_{rel} = f(\lambda)$ obu kamer. Wykres zbudowano przeskalowując charakterystyki widmowe z rys. 4 tak, żeby jak najlepiej spełnić warunki określone wartościami q_{mono}/q_{NIR} z tabeli 1.



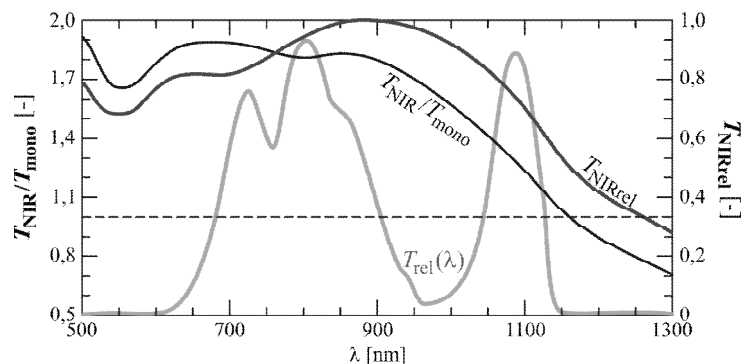
Rys. 6. Zaproponowane względne czułości widmowe $S_{rel} = f(\lambda)$ kamer: **mono** – UI-1240ME-M, **NIR** – UI-1240ME-NIR naniesionymi widmami diod LED (wyrażonymi względnie)

Kamera NIR charakteryzuje się do 40% większą czułością od kamery mono dla promieniowania o długości fali większej od 750 nm. Dla promieniowania o mniejszej długości fali większą czułość wykazuje kamera mono. Graniczna wartość $\lambda = 750$ nm położona jest w centralnej części pierwszego okna transmisyjnego śródręcza. Z perspektywy potencjalnego wykorzystania kamer w transiluminacji peryferyjnych części ciała występuje trudność w wyborze kamery. Ze względów praktycznych stosowanie dwóch kamer nie jest preferowane. Przesłanką wyboru kamery NIR jest lepsza czułość dla większych długości fali. Jest to istotne, gdyż dla tego promieniowania czułość obu kamer znacząco maleje.

Wypadkowa charakterystyka widmowa kamery zależy od właściwości optycznych obiektywu. Większość handlowo dostępnych obiektywów jest przeznaczona do pracy w zakresie widzialnym promieniowania optycznego. Tym samym ich parametry są optymalizowane w tym przedziale widmowym i w nim podlegają specyfikacji katalogowej. Do pracy w bliskiej podczerwieni dostosowywane są nieliczne obiektywy. Ponadto w ograniczonym stopniu udostępniane są informacje techniczne o nich. W celu oceny możliwości przydatności obiektywu w transiluminacji peryferyjnych części ciała eksperymentalnie wyznaczono transmitancję optyczną i zestawiono ją z przykładową transmitancją optyczną śródręcza. Pomiarom poddano dwa obiektywy: H614-MQ [13] bez ukierunkowania na pracę w bliskiej podczerwieni oraz Cinegon 8/1,4 [14] przeznaczony do pracy w bliskiej podczerwieni. Wyznaczono transmitancję T_{NIRrel} obiektywu Cinegon 8/1,4 (wyrażoną względem wartości maksymalnej) oraz iloraz transmitancji T_{NIR} i T_{mono} obiektywów odpowiednio Cinegon 8/1,4 i H614-MQ. Zależności $T_{NIRrel} = f(\lambda)$ oraz $T_{NIR}/T_{mono} = f(\lambda)$ określone dla przesłony 4 zamieszczono na rys. 6.

Analiza zależności $T_{NIRrel} = f(\lambda)$ pozwala uznać, że obiektyw Cinegon 8/1,4 nadaje się do użycia w obserwacjach śródręcza $T_{rel}(\lambda)$ w obu oknach

transmisyjnych. Jednak dla drugiego zakresu widmowego widoczne jest znaczące tłumienie sygnału optycznego (o ok. 40%). Iloraz $T_{\text{NIR}}/T_{\text{mono}} = f(\lambda)$ umożliwia porównanie obu obiektywów. Wartość ilorazu większa od 1 oznacza, że obiektyw Cinegon 8/1,4 transmituje więcej promieniowania optycznego niż obiektyw H614-MQ. Wartość mniejsza od 1 informuje, że H614-MQ transmituje więcej niż Cinegon 8/1,4.



Rys. 6. Zależności $T_{\text{NIRrel}}=f(\lambda)$ obiektywu Cinegon 8/1,4 oraz $T_{\text{NIR}}/T_{\text{mono}}=f(\lambda)$ obiektywów odpowiednio Cinegon 8/1,4 i H614-MQ, dodano przykładową transmitancję optyczną $T_{\text{rel}}(\lambda)$ śródręcza

W obu zakresach widmowych transmittancji $T(\lambda)$ obiektyw Cinegon 8/1,4 transmituje więcej promieniowania optycznego niż drugi obiektyw. Dla przesłony 4 w pierwszym zakresie widmowym użycie obiektywu przeznaczonego do pracy w bliskiej podczerwieni skutkuje przyrostem sygnału optycznego od 50% do 100% w stosunku do typowego obiektywu. W drugim oknie widmowym przyrost ten jest mniejszy. Należy zauważyć, że dla promieniowania o długości fali λ większej od 1060 nm efektywniejszy jest obiektyw H614-MQ.

3. PODSUMOWANIE

W referacie zamieszczono wyniki badań dwóch kamer CMOS i dwóch obiektywów. Wykorzystując dostępną aparaturę laboratoryjną oszacowano czułość widmową kamer. Stwierdzono, że rzeczywiste charakterystyki widmowe kamer są skorygowaną postacią danych katalogowych, a zalety kamery o podwyższonej czułości w zakresie podczerwieni zanikają dla światła. Analiza transmittancji optycznych obiektywów pozwoliła wyznaczyć ich efektywne widmowe pasma przenoszenia. Wyznaczone charakterystyki widmowe badanych układów (kamer i obiektywów) przedstawiono na tle przykładowej transmittancji optycznej śródręcza. Na tej podstawie sformułowano ocenę możliwości aplikacyjnych obu kamer CMOS i obiektywów w prześwietlaniu peryferyjnych części ciała.

LITERATURA

- [1] Shimizu K., Kitama M., Mouri M., Yamamoto K.: Noninvasive measurement of physiological functions in a living body by transillumination, *Instrumentation and Measurement Technology Conference*, vol. 2, 982–985, 1994.
- [2] Jiang H. i inni: Three-Dimensional Optical Tomographic Imaging of Breast in A Human Subject, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 20(12), 1334–1340, 2011.
- [3] Choe R. i inni: DOT of breast cancer during neoadjuvant chemotherapy: A case study with comparison to MRI, *Med. Phys.*, vol. 32(4), 1128–1139, 2005.
- [4] Klungenbeck K., Schuty O.A., Oppelt A., Mammography with light. *Aktuelle Radiol.*, vol. 5, 1995, pp. 115-119.
- [5] Mroczka J., Szczepanowski R.: Modeling of light transmittance measurement in a finite layer of whole blood - a collimated transmittance problem in Monte Carlo simulation and diffusion model, *Optica Applicata*, 35(2), 311–331, 2005.
- [6] Bochenek A., Reicher M.: *Anatomia człowieka, Tom I, Anatomia ogólna, kości, stawy i więzadła, mięśnie*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 1965.
- [7] Karta katalogowa: UI-1240ME, IDS Imaging Development Systems.
- [8] Karta katalogowa: UI-1240ME-NIR-GL, IDS Imaging Development Systems
- [9] Sirianni, M., and Pavlovsky, C.: Quantum Yield Correction for ACS/HRC and ETC implementation, *Technical Instrument Report ACS 2006-03, STSI*, 2006.
- [10] Karta katalogowa, InGaAs Camera C10633-13, 23, Hamamatsu Photonics K.K.
- [11] Karta katalogowa, EV76C560 B&W and Colour CMOS Sensor, e2V.
- [12] Karta katalogowa, EV76C661 1.3 Mp B&W and Color CMOS Image Sensor, e2V.
- [13] Karta katalogowa, C60636KP - H614-MQ (KP), PENTAX Imaging Systems.
- [14] Karta katalogowa, 3 Mega Pixel lens Cinegon 1.4/8, Jos. Schneider Optische Werke.

USING THE CMOS CAMERAS FOR IMAGE RECORDING IN NEAR INFRARED RANGE

In the paper the assessment of the possibility of using two CMOS cameras for transilluminating the peripheral body parts are presented. The comparative tests were performed for two camera types with the adoption of the measurement methodology similar to the transillumination of the peripheral body parts in a target circuit. Cameras of the same producer but with different spectral characteristics were used in the research. Spectral sensitivity characteristics obtained during the research are different from the ones provided in producer's data sheets. There was also the spectral transmittance for two types of a lens delineated – the first lens with high sensitivity in the near infrared, the second intended for use in the visible range. The obtained results were related to a sample transmittance of the peripheral body parts of (for example metacarpus).