

# Bildgebung

*H-T. Lübbers, B. Schuknecht und T. Hany*

## **2.1 Digitale Volumentomographie (DVT) – 16**

2.1.1 Prinzip – 16

2.1.2 Vor- und Nachteile – 16

2.1.3 Spezielle Indikationen – 17

## **2.2 Magnetresonanztomographie (MRT) – 17**

2.2.1 Prinzip der Magnetresonanztomographie (MRT) – 17

2.2.2 Vor- und Nachteile der Magnetresonanztomographie – 18

2.2.3 Spezielle Anwendungen – 19

## **2.3 Computertomographie (CT) – 21**

2.3.1 Prinzip – 21

2.3.2 Vor- und Nachteile der Computertomographie – 22

2.3.3 Spezielle Anwendungen – 23

## **2.4 Positronen-Emissions-Tomographie/ Computertomographie (PET / CT) – 23**

2.4.1 Prinzip der Positronen-Emissions-Tomographie – 23

2.4.2 Klinischer Einsatz der PET / CT – 24

## **2.5 Intraoperative Navigation – 25**

2.5.1 Prinzip – 25

2.5.2 Möglichkeiten und Grenzen – 28

## **Literatur – 28**

## 2.1 Digitale Volumentomographie (DVT)

H.-T. Lübbers

### 2.1.1 Prinzip

- ► Miracle et al 2009
- Synonyme: DVT, Cone Beam Computed Tomography (CBCT)
- **Grundsatz**
  - Röntgenröhre und Detektor rotieren um Patientenkopf
  - Abgabe gepulster Strahlenbündel
  - Rohdatensatz aus 180–360 Einzelaufnahmen
  - Aufnahmeposition des Patienten: sitzend, stehend oder liegend
  - Aufnahmezeit: 5–45 s
  - Errechnung eines dreidimensionalen (3 D) Volumens aus Voxeln (volume elements) durch Computeralgorithmus
  - Voxelkantenlänge: 0,007–0,04 mm
    - hohe Auflösung gemessen an anderen 3 D-Verfahren
    - niedrige Auflösung gemessen an konventionellen Röntgenaufnahmen
  - Geometrisch korrekte Abbildungsgröße ohne Verzerrungen (nutzbar für virtuelle Planungen aller Art)
  - Beliebige Rekonstruktionsebenen möglich
  - In aller Regel DICOM-kompatibler Datensatz
  - Schlechtes Verhältnis von Nutzdaten und Stördaten, daher deutliches Rauschen
    - größeres Volumen: mehr Rauschen
    - größeres Volumen: erhöhte Strahlendosis
  - Mobile Geräte verfügbar
  - Intraoperative Geräte verfügbar (z. B. 3 D-C-Bögen)

- — **Strahlenbelastung durch DVT:**
  - größer als bei konventionellem Röntgen
  - niedriger als bei Computertomographie

#### ! Cave

Wegen Strahlenexposition korrekte Indikationsstellung erforderlich

Bewegungsartefakte möglich (v. a. in stehender Position bei langer Aufnahmedauer)

#### ■ Beurteilung und Befundung

- Daten in gewohnten(!) Bildbetrachter importieren
- Schriftliche Dokumentation von
  - Patientendaten und Aufnahmedatum

- Geräteeinstellung (Röntgenstrahlungsparameter, Voxelgröße, Volumengröße)
- Fragestellung und Indikation
- Befundbeschreibung des gesamten aufgenommenen Volumens
- Formulierung der Diagnose oder Verdachtsdiagnose
- Beurteilung der Befunde
- ggf. Differenzialdiagnosen
- ggf. Nebendiagnosen
- ggf. Archivierung von repräsentativen Bildausschnitten (Messungen etc.)

#### ! Cave

- Immer Befundung des gesamten Datenvolumens
- Duchsicht immer mindestens in den drei orthogonalen Hauptebenen (axial, koronar, sagittal)

#### ■ Zusammenfassung

- 3 D-Bildgebung mittels Röntgenstrahlen
- Hohe Ortsauflösung
- Niedriger Kontrast
- Kaum Weichteildarstellung
- Keine Kontrastmittelgabe
- Keine definierten Dichtewerte (keine Hounsfield-Einheiten!)
- Geometrisch korrekte Darstellung, damit nutzbar für virtuelle Planungen, 3 D-Modelle und intraoperative Navigation

### 2.1.2 Vor- und Nachteile

#### ■ Vorteile

- Niedrige Strahlenbelastung verglichen zum CT
- Hohe Ortsauflösung
- Gute Darstellung von Hartgewebsstrukturen
- Geometrisch korrekt
- Standarddatenformat (DICOM)
- Geringe Kosten
- Hohe Verfügbarkeit

#### ■ Nachteile

- Hohe Strahlenbelastung verglichen mit konventionellen Röntgenaufnahmen
- Niedriger Kontrast
- Starkes Rauschen
- Schlechte Darstellung von Weichgeweben
- Keine Applikation von Kontrastmitteln
- Bei Nichtverwendung von Standardformat (DICOM) Daten ohne passenden Viewer nicht weiter nutzbar
- Schlechtere Ergebnisse bei Herstellung von SLS-Modellen

### 2.1.3 Spezielle Indikationen

#### ■ Grundsatz

- Indikation zur DVT (Horner 2011):
  - Schnittbildgebung erforderlich
  - keine Darstellung von Weichteilen erforderlich
  - Konsequenz aus der Bildgebung wahrscheinlich

#### ■ Traumatologie

- In der zweidimensionalen Darstellung schwierig oder nicht beurteilbare Situationen:
  - Mittelgesichtsfrakturen (inkl. Orbitawandfrakturen)
  - Kollumfrakturen (exakte Abklärung von OP-Indikation und operativen Optionen)
  - komplizierte Unterkieferfrakturen
- Postoperative Kontrollen (meist keine Fragestellung bzgl. der Weichteile mehr)
- Follow up bei komplexen Situationen

#### ■ Intraoperativ

- Im Zusammenhang mit Navigationen und zur Referenzierung des Navigationssystems
- Für sofortige Kontrolle und Korrektur z. B. bei Mittelgesichtsosteosynthesen

#### ■ Zahnretention

#### ■ Untere Weisheitszähne

- Manche Risikofaktoren für Nervläsionen nach operativer Weisheitszahnentfernung nur im 3 D-Bild darstellbar
  - direkter Kontakt von Zahnteilen und Nervkanal
  - Verengung oder Formveränderung des Nervkanals
- Eventuell Modifikation der Therapie:
  - Adaptation des chirurgischen Vorgehens
  - ggf. Veränderung der Entscheidung des Patienten bei elektiver oder prophylaktischer Entfernung
  - ggf. Entscheidung zur Koronektomie (Pogrel et al 2004)

#### ■ ■ Andere Zähne, v. a. Eckzähne

- Beeinflussung der kieferorthopädischen Gesamtplanung bei Darstellung von Resorptionen an Nachbarzähnen

#### ■ ■ Periapikale Läsionen

- Klare klinische Zeichen einer periapikalen Läsion bei unauffälliger konventioneller Radiologie
- Anatomische komplexe Läsionen
- Enge Lagebeziehung zur Kieferhöhle
- Molaren betroffen
- Bei Erfordernis maximaler diagnostischer Sensitivität

## 2.2 Magnetresonanztomographie (MRT)

*B. Schuknecht*

### 2.2.1 Prinzip der Magnetresonanztomographie (MRT)

- Synonym: magnetic resonance imaging (MRI)

#### ■ Funktionsweise

- Innerhalb eines starken Magnetfelds Anregung von Protonen durch Hochfrequenzimpulse (Radiowellen)
- Hohes Vorkommen von Wasserstoffprotonen ( $H^+$ -Ionen) im menschlichen Körper
- Eigendrehimpuls der Protonen um die eigene Achse (sog. Spin) wegen positiver Ladung

#### ■ Wirkung des starken Magnetfelds

- Parallele und antiparallele Ausrichtung der Protonenachse
  - leichtes Überwiegen der parallelen Ausrichtung, da energieärmer
- Positive Längsmagnetisierung (Differenz zwischen paralleler und antiparalleler Ausrichtung in der Längsachse von Körper und Magnetfeld)
- Zusätzliche Rotation der Protonen um die Längsachse des Magnetfelds (sog. Präzession)
- Präzessionsfrequenz (sog. Larmorfrequenz) der Protonen proportional zur Feldstärke des Magneten

#### ■ Wirkung der applizierten Hochfrequenzimpulse

- Anregung einiger Protonen und Überführen in den energiereicheren antiparallelen Zustand
- Durch Einstrahlung des Hochfrequenzimpulses im Winkel von  $90^\circ$  zur Magnetlängsachse Verlust der Längsmagnetisierung der Protonen
- Synchronisierung der Präzessionsfrequenz der Protonen (Phasenkohärenz)
- Dadurch Entstehung einer Quermagnetisierung (Transversalmagnetisierung)

#### ■ Wirkung der Abschaltung der Hochfrequenzimpulse

- Rückschwingen der Protonen aus dem antiparallelen in den energiearmen parallelen Zustand
  - Zunahme der Längsmagnetisierung (Längsrelaxation oder T 1-Relaxation), damit Abgabe eines gewebetypischen Hochfrequenzsignals (Bilderzeugung)
  - Abbau der Quermagnetisierung (transversale Relaxation oder T 2-Relaxation), damit weiterer Signalbeitrag zur Bilderzeugung

■ **Tab. 2.1** Wichtung und Darstellung unterschiedlicher Gewebe im MRT

Gewebe	T1 Signalintensität / Wichtung
Knochen	niedrig / schwarz
Muskel	niedrig / grau
Fett	erhöht / weiß
Knorpel	niedrig / weiß
Gefäße (ohne KM)	niedrig / dunkelgrau

### ■ Magnetisierung und Relaxation

- Unterschieden: Längsmagnetisierung (T 1) und Quermagnetisierung (T 2)
- T 1 und T 2 unabhängig voneinander, aber zeitparallel
- Zeiten der T 1- und T 2-Relaxation sind gewebe-  
typische Parameter für Fettgewebe, Muskulatur, graue  
und weiße Hirnsubstanz
  - Beispiele T 1: Fett 300 ms, Liquor 3.000 ms
- T 2-Zeiten um den Faktor 10 kürzer als T 1-Zeiten
  - Beispiel: T 2 Wasser 300 ms
- Wichtung: Darstellung der Aufnahmen in der Be-  
trachtung
  - T 1-Wichtung: als anatomische Darstellung (Fett-  
gewebe hell) und als Basis für intravenöse Kon-  
trastmitteluntersuchung (Kontrastmittel führt über  
Verkürzung von T 1 zu hellerem Signal in Tumo-  
ren oder Entzündungen)
  - T 2-Wichtung: als anatomische Darstellung  
(Flüssigkeit, Schleimhaut und Fettgewebe hell,  
Knochen und Muskulatur dunkel) zur Sichtbar-  
machung von Ödemen als Hinweis auf Tumoren  
oder Entzündungen

### ■ Wichtung nach T 1

- Gute Darstellung von:
  - Geweben mit kurzer T 1-Relaxationszeit als hype-  
rintense (signalreiche) Strukturen
    - Fett
    - kontrastmittelanreichernde Gewebe
  - Geweben mit langer T 1-Relaxationszeit als hypo-  
intense (signalarme) Strukturen
    - Flüssigkeiten
    - Wasser
    - pathologische Gewebe

### ■ Wichtung nach T 2

- Gute Darstellung von:
  - Geweben mit langer T 2-Relaxationszeit als hype-  
rintense (signalreiche) Strukturen

- Flüssigkeiten
- Wasser
- pathologische Gewebe (häufig Tumoren)
- Gewebe mit kurzer T 2-Relaxationszeit als hypoin-  
tense (signalarme) Strukturen
  - Muskulatur
  - Blut
  - Kortikalis

## ■ Darstellung unterschiedlicher Gewebe im MRT

■ **Tab. 2.1**

### ■ Kenngrößen der MR- Bildgebung

- Repetitionszeit (TR): Zeitintervall zwischen zwei  
Hochfrequenz-Anregungsimpulsen
  - kurze Repetitionszeit: T 1-Wichtung
  - lange Repetitionszeit: T 2-Wichtung
- Echozeit (TE): Zeitintervall zwischen Hochfrequenz-  
impuls und Ausleseintervall zur Erfassung des Reso-  
nanz-Signals
  - kurze Echozeit: T 1-Wichtung
  - lange Echozeit: T 2-Wichtung

### ■ Wichtige Faktoren mit Einfluss auf die Bildqualität

- Effektive Protonendichte: hohe Protonendichte be-  
deutet hohe Magnetisierbarkeit und damit Signal-  
intensität, Veränderung der Protonendichte (z. B. bei  
Ödem) sichtbar als Signalveränderung
- Bewegung von Wasserstoffprotonen:
  - makroskopisch: Signalverlust bei hohen Flussge-  
schwindigkeiten (flow void), z. B. arterielle Blut-  
gefäße oder Liquorpulsationen
  - mikroskopisch: Diffusionseinschränkung durch  
Einschränkung der Protonenbeweglichkeit bei  
Einengung des Extrazellulärums (z. B. zytotoxi-  
sches Ödem, zellreiche Tumoren)
- Intravenöse Kontrastmittelgabe (Gadolinium als  
Kontrastmittel):
  - Verkürzung der T 1-Zeit durch Übertritt in das  
Gewebe bei Schrankenstörung
  - Intravasal mit entsprechender Gefäßdarstellung  
für MR-Angiographie, Darstellung der Gewebe-  
durchblutung in Perfusions-MR-Untersuchungen

## 2.2.2 Vor- und Nachteile der Magnetreso- nanztomographie

### ■ Vorteile

### ■ Technisch

- keine Strahlenbelastung
- wenig Artefakte (Zahnfüllungen, Implantate, Grenze  
Knochen und Weichteilgewebe)

### ■ ■ Anatomisch

- Sehr gute anatomische Weichteildarstellung der Mundhöhle und des Halses
  - Muskulatur
  - Fettgewebe
  - Nerven
  - Gefäße
  - Lymphgewebe
  - spongiöser Knochen

### ■ ■ Malformationen

- Lokalisation und Ausdehnung von Missbildungen
  - Kiemenbogenanomalien
  - Keimzellabkömmlinge (Epidermoid, Dermoid, Teratom)
  - Ducuts-thyreoglossus-Zyste

### ■ ■ Neoplasien

- Initial bei Diagnosestellung:
  - Tumorlokalisation
  - Tumorbegrenzung
  - Binnenstruktur (solide, zystisch)
  - Tumorausdehnung:
    - submukös
    - perineural
    - ossär
    - intra- oder extraglandulär bei Speicheldrüsensentumoren
- sensitive Darstellung der zervikalen Lymphknotenstationen mittels morphologischer Sequenzen (T 1, T 2 und kontrastverstärkt) und MR-Diffusion (als Indikator der Zelldichte und der Molekularbewegung im Extrazellulärraum)
  - MR-Diffusion: spezielle MR-Sequenz zur Darstellung der Beweglichkeit der Wassermoleküle im interstitiellen Gewebe (Brown-Molekularbewegung), Diffusions-einschränkung bei Verengung des interstitiellen Raums durch zelluläre Infiltration (Entzündung, Tumoren)
- Posttherapeutische Kontrolle:
  - gute Darstellung des Resektionsbezirkes des Primärtumors und der Neck Dissection
  - gute Differenzierbarkeit einer Lappenplastik von möglichem Tumorrezidiv
  - Darstellung möglicher Lymphknotenpersistenz oder eines Lymphknotenrezidives
  - Lymphödem
  - Fibrosierung der Speicheldrüsen durch Radiotherapie

### ■ ■ Entzündungen

- Darstellung des Ausgangspunkts (dentogen, sinugen, Lymphgewebe, Speicheldrüsen, postoperativ)

- Lokalisation und Ausdehnung
- Differenzierung zwischen phlegmonöser Entzündung und Abszess (morphologisch und mittels Diffusions-MR)

### ■ ■ Weichteiltrauma

- Lokale Weichteilverletzungen
- Perforation (Mundboden, Pharynxwand)
- Muskeleinklemmung bei Orbitabodenfraktur
- Kiefergelenk (Diskuslage)

### ■ ■ Degeneration

- Kiefergelenk:
  - Diskus: Morphologie, Lage
  - Bandapparat
  - Gelenkkapsel
  - muskuläre Veränderungen

### ■ ■ Vaskuläre Läsionen

- Ausdehnung und Blutfluss bei vaskulären Malformationen und Hämangiomen
- Darstellung der Gefäßanatomie und Vaskularisation in MR-Angiographie (auch zeitaufgelöst möglich)

### ■ ■ Pathologische ossäre Veränderungen

- Veränderungen des spongiösen Knochens, des Knochenmarks (Schädelbasis, Maxilla und Mandibula) und des Periosts
  - Tumorinfiltration
  - Osteomyelitis
  - Radionekrose

### ■ Nachteile

- Kontraindikationen: Herzschrittmacher, implantierte Neurostimulatoren
- Artefakte durch Schlucken, Atembewegungen
- Artefakte durch ferromagnetische (magnetisierbare) Stoffe (z. B. Metall zur orthognaten Behandlung (Retainer), Osteosynthese aus Stahl, Titanosteosynthese keine Kontraindikation)
- Relativ lange Untersuchungsdauer (20–30 min, abhängig von Fragestellung und Untersuchungsumfang)
- Kortikaler Knochen schlechter dargestellt als im CT oder DVT
- Kosten höher als CT oder DVT

## 2.2.3 Spezielle Anwendungen

### ■ MR-Sialographie

#### ■ ■ Technik

- Stark T 2 gewichtete Sequenz zur Darstellung der Flüssigkeit innerhalb des Ausführungsgangs mit Signalunterdrückung des übrigen Gewebes

### ■ ■ Aussage

- Darstellung des Ausführungsgangs von Glandula submandibularis und Glandula parotis

### ■ ■ Anwendung

- Darstellung einer
  - Gangobstruktion (Konkrement, Strikturen)
  - Gangdilatation (z. B. intraglandulär bei M. Sjögren)
  - Parotisgangzyste

### ■ MR-Angiographie

#### ■ ■ Technik

- Flusssensitive Technik zur Darstellung von Blutgefäßen mit Signalunterdrückung des stationären Gewebes

### ■ ■ Aussage

- Exakte Abbildung der extra- und intrakraniellen Gefäße (bis zur Größe der A. facialis, A. lingualis, A. maxillaris)
- Keine Darstellung der A. labialis, A. sphenopalatina, A. ethmoidalis anterior (zu geringe Größe)

### ■ ■ Anwendung

- Darstellung von
  - Gefäßstenosen
  - Aneurysmen
  - arterio-venösen Malformationen
- Ausschluss vaskulärer Tumoren und Malformationen mit hohem Blutfluss (sog. high-flow-Läsionen)

### ■ MR-Untersuchung der Kiefergelenke mit Cinemodus (»MR-Movie«)

#### ■ ■ Technik

- Untersuchung mit T 2 Sequenzen bei geschlossenem und geöffnetem Mund
- Untersuchung mit MR-Sequenzen mit hoher Impulsfrequenz (sog. Cine-Sequenzen)

### ■ ■ Aussage

- Darstellung des Kiefergelenkes und der Position des Diskus

### ■ ■ Anwendung

- Verdacht auf
  - Diskusluxation mit oder ohne Reposition
  - fixierter Diskus
  - Diskusperforation
- Pathologien des Kiefergelenks:
  - Tumoren
  - Synovialchondromatose

- pigmentierte villonoduläre Synovitis
- Entzündungen (mit intravenöser Kontrastmitteldarstellung)

### ■ Navigationsdatensatz für intraoperative Bildgebung

#### ■ ■ Technik

- Einzelschichten (3 D-Volumendatensatz) von 0,8–1,0 mm Dicke mit hochauflösender Darstellung der Kopf-Hals-Schädel-Region
- Integration potenzieller anatomischer Markierungspunkte (Kinn, Mittelgesicht, Stirn, Gehörgang)

### ■ ■ Aussage

- Lokalisation von Läsionen in Relation zu anatomischen Leitstrukturen

### ■ ■ Anwendung

- Bildfusion aus MR-Navigationsdatensatz und CT-Datensatz prä- und intraoperativ

### ■ MR-Diffusion

#### ■ ■ Technik

- Basierend auf Darstellung der Bewegung der Wasserstoffprotonen im Gewebe
- Quantifizierung der Flüssigkeitsbewegung durch Messung des ADC (apparent diffusion coefficient)
  - niedriger ADC: eingeschränkte Diffusion bei hoher Zelldichte oder Kompression des Extrazellulärraums

### ■ ■ Aussage

- Pathologische Veränderung der Gewebezusammensetzung
- Nachweis von Entzündungen
- Tumorinfiltration
- Zysten mit hohem Zell- und / oder Eiweißgehalt (z. B. Epidermoid, Abszess)

### ■ ■ Anwendung

- Nachweis von Entzündung oder Neoplasie
  - Lymphknoten
  - große Speicheldrüsen

### ■ MR-Perfusion

#### ■ ■ Technik

- Darstellung der Durchblutung eines Gewebes anhand
  - bestimmter zeitabhängiger Variablen: mean transit time (MTT), time to peak (TTP)
  - quantitativer Werte: regionales Blutvolumen, regionaler Blutfluss

### ■ ■ Anwendung

- Nachweis einer Veränderung der Gefäßpermeabilität (Leakage)

## 2.3 Computertomographie (CT)

B. Schuknecht

### 2.3.1 Prinzip

#### ■ Grundlagen

- Schnittbildverfahren (fächerförmiger Röntgenstrahl)
- Überlagerungsfreie Querschnittbilder der Anatomie mit hoher Auflösung für Weichteilgewebe und Knochen
- Gute Dichteauflösung für Weichteile
- Unbegrenzte Ausdehnung der Untersuchungsregion in Längsachse des Patienten (große Volumenabdeckung (Vorteil in Traumatologie, Onkologie))

#### ■ Unterschiede zu konventionellem Röntgen

- Konventionelles Röntgenbild:
  - Überlagerung aller in einer Ebene durchstrahlten Strukturen (Summationsbild)
  - Aufnahme in zweiter Ebene notwendig
  - auch bei Weichstrahltechnik bessere Auflösung im CT für Weichteile
  - gute Auflösung nur bei Gewebe mit hohem Kontrast (Knochen, Luft)
- DVT:
  - keine Weichteilinformation

#### ■ Technisches Prinzip

- Röntgenstrahl seitlich eingeblendet (Kollimation)
- Ergebnis eine »Schicht« bei Einzeilen-CT zwischen 0,5 und 10 mm Dicke
- Abgabe des Fächerstrahls von rotierender Röntgenröhre, Durchdringung des Objekts und Auftreffen auf gegenüber angebrachtes Detektorsystem
- Messung der Schwächung der Röntgenstrahlen im Detektorsystem und Erstellung eines Schwächungsprofils in einer Projektion für alle Volumenelemente (sog. Voxel) in einer Schicht
  - Größe der Voxel bestimmt durch Schichtdicke, Bildausschnitt (field of view) und Matrix (Bildauflösung in Bildpunkte, sog. Pixel, meist  $512 \times 512$ )
- Schwächung der Ausgangsstrahlung ( $I_0$ ) exponentiell abhängig von Absorptionskoeffizient ( $\mu$ ) und Dicke ( $d$ ) nach der Formel:  $I = I_0 \times e^{-\mu \times d}$

■ Tab. 2.2 Hounsfield- Einheiten (HU) verschiedener Gewebe

Gewebe	Hounsfield-Einheiten
Luft	-1.000 H U
Wasser	0 H U
Knochenkompakta	250–1.000 H U
Knochenspongiosa	30–230 H U
Weichteilgewebe	35–60 H U
Fettgewebe	-100 H U
Geronnenes Blut	80 H U

- Durch Rotation der Röntgenröhre und des Detektors um den Patienten weitere Projektionen bis zu einem vollen Umlauf des Messsystems um  $360^\circ$
- Gesamtzahl dieser Projektionen ergibt einen durchschnittlichen Absorptionskoeffizienten für jedes Voxel innerhalb dieser CT-Schicht
- Errechneter Schwächungskoeffizient eines Voxels einer CT-Zahl zugeordnet
- Bezeichnung als »Hounsfield-Einheit« (H E) oder englisch als »Hounsfield unit« (H U)
- Skala der Hounsfield-Einheiten (H E) von -1.000 bis 3.076 reichend (H U verschiedener Gewebe ■ Tab. 2.2)
  - zwei Fixpunkte der Skala:
    - Wasser: 0 H U
    - Luft: -1.000 H U
- Darstellung der Absorptionskoeffizienten in einem Bildelement (Pixel) des CT-Bildes (in der Regel  $512 \times 512$  Pixel pro CT-Bild)
- Optische Unterscheidbarkeit von ca. 20 Graustufen, diese bei Betrachtung und Auswertung der Bilder auf Ausschnitt der Hounsfield-Skala angewendet (festgelegte Fensterbreite nach der Aufnahme zur Graustufenabdeckung, z. B. 0–300 H U je nach Fragestellung)

#### ■ Prinzip Spiral-CT

- Während Rotation der Röntgenröhre und des Messvorgangs der Absorptionswerte Vorschub des Röntgentisches
- Damit Gewinnung eines spiralförmigen Volumendatensatzes
- Definition des Volumendatensatzes:
  - Zahl der Zeilen des CT  $\times$  Schichtkollimation  $\times$  Tischvorschub / Umdrehung (z. B.  $64 \times 0,6 \text{ mm} \times 48 \text{ mm}$ )
- Hieraus Berechnung sekundärer Schichtdicken (z. B. 0,6 mm)



### ■ Weitere Sonderformen

- Multidetektor-CT (MDCT): parallele Anordnung mehrerer Detektorreihen
  - Heute Standardverfahren bei größerer Schnelligkeit der Untersuchung (Vorteile in der Traumatologie oder bei Darstellung bewegter Organe wie Lunge oder Herz)
- Überlappende Bildrekonstruktionen (z. B. 0,6 mm mit 0,4 mm Überlappung):
  - Verbesserung des räumlichen Auflösungsvermögens in Längsrichtung des Patienten
  - Verbesserung der Qualität sog. multiplanarer Rekonstruktionen
- Multiplanare Rekonstruktionen:
  - Rekonstruktion verschiedener Ebenen und Schichtdicken aus einem Volumendatensatz
  - Bildberechnung in koronarer, sagittaler oder beliebiger obliquen Ebene möglich

### ■ Röntgenkontrastmittel

- Bei intravenöser Anwendung Erhöhung der Dichte innerhalb eines Gefäßes
- Zur Darstellung und Abgrenzung von Blutgefäßen (Nachweis eines Aneurysmas, einer arteriovenösen Malformation)
- Erkennung einer Schrankenstörung des Bindegewebes, Nachweis und Größenbestimmung von Tumoren, Entzündungen, traumatischen Gewebeschädigungen)

### ■ Dual source Multidetektor-CT

- Neueste Entwicklung
- Anordnung von 2 Messsystemen im Winkel von 90 °, jeweils bestehend aus einer Röntgenröhre und einem gegenüberliegenden Detektor
- Vorteile:
  - Verkürzung der Aufnahmezeiten (z. B. kardiologische Untersuchungen zur Darstellung der Koronarien)
  - Anwendung unterschiedlicher Röntgenspektren in einer Untersuchung

- 3 D-Darstellung des Luftraums zur Beurteilung der Weite der Atemwege

### ■ Generell

- Gute Verfügbarkeit der Methode
- Keine Kontraindikationen
- Deutlich kostengünstiger im Vergleich zu MRT
- Schnelle Untersuchung (Durchführung in einigen Minuten möglich)

### ■ Anatomisch

- Hohe Detailgenauigkeit der Knochendarstellung der Kopf-Hals-Region
- Gute Weichteildarstellung
- Funktionsaufnahmen des Larynx mit Phonation möglich
- Gute Darstellung knöcherner Malformationen
  - Schädelkalotte und Schädelbasis (z. B. prämatüre Nahtsynostosen, Meningoenzephalozelen, Cholangalatriesie)
  - Mittelgesicht und Unterkiefer
  - Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten
- Gute Darstellung bei Neoplasien
  - Lokalisation und Begrenzung des Tumors
  - Ausbreitung des Tumors in angrenzende Strukturen
  - Differenzierung intra- und extraglandulärer Ausbreitung bei Speicheldrüsentumoren
  - zervikale Lymphknoten (fazial, retropharyngeal, mediastinal) mit kontrastverstärkter Untersuchung gut abzugrenzen

### ■ Nachteile

- Strahlenbelastung
- Artefakte in der Mundhöhle durch metallhaltige Restaurationen oder Osteosynthesematerialien (nicht bei Titan)
- Artefakte an der Grenze von Knochen hoher Dichte (z. B. harter Gaumen, Maxilla, Mandibula) mit eingeschränkter Beurteilbarkeit der direkt angrenzenden Weichteile
- Bei erforderlicher Kontrastmittelgabe Allergien möglich (jodhaltige Kontrastmittel), eingeschränkte Verwendbarkeit von Kontrastmitteln bei Niereninsuffizienz

## 2.3.2 Vor- und Nachteile der Computertomographie

### ■ Vorteile

#### ■ Technisch

- Kurze Untersuchungszeiten
- Darstellung von Weichteilen und Knochen in einem Untersuchungsgang möglich
- 3 D-Knochendarstellung (Hypoplasien, hemimandibuläre Elongation, dislozierte Frakturen)

### ■ Vergleich CT und MRT

#### ■ Vorteile CT

- Kostengünstiger als MRT
- Implantierte Metalle oder Herzschrittmacher keine Kontraindikation
- Kürzere Untersuchungszeit als bei MRT (günstiger bei begrenzt kooperierenden Patienten)
- Einfachere Notfalldiagnostik



■ **Tab. 2.3** Strahlenbelastung bei unterschiedlichen Röntgenaufnahmen

Aufnahme	Strahlenbelastung
Einzelzahnrontgen	0,01 mSv
Konventionelle Schädelaufnahme	0,1 mSv
OPT	0,3–2 mSv
Fernröntgenaufnahme Schädel (FMS)	0,5 mSv
Röntgen-Thorax	0,1 mSv
CT-NNH	0,5 mSv
CT-Thorax	2–5 mSv

### ■ Vorteile MRT

- Bessere Auflösung als CT
- Keine Strahlenbelastung
- Möglichkeit der funktionellen Aufnahmen (z. B. Kiefergelenk)
- Möglichkeit der Wahl verschiedener Schichtungsrichtungen

### ■ Strahlenbelastung

- Vergleich der Strahlenbelastung bei unterschiedlichen Röntgenaufnahmen ■ Tab. 2.3

## 2.3.3 Spezielle Anwendungen

### ■ CT-Angiographie

- Kontrastmittelbolusgabe intravenös zur Darstellung der Blutgefäße (3 D-Darstellung)

### ■ CT-Perfusion

- Kontrastmittelbolusgabe intravenös zur Erfassung der Gewebedurchblutung (3 D-Darstellung der Knochenstrukturen)

## 2.4 Positronen-Emissions-Tomographie/Computertomographie (PET / CT)

T. Hany

### ■ Vorbemerkungen

- PET / CT: Kombinationsgerät aus Positronen-Emissions-Tomograph (PET) und Computertomograph (CT)
- Positronen-Emissions-Tomographie:
  - Verwendung radioaktiver Nuklide mit Positronenzerfall ( $\beta^+$ -Zerfall)

- Am häufigsten als sog. Tracer verwendetes Radionuklid:  $^{18}\text{F}$ -Fluorodesoxyglucose (Darstellung der zellulären Glukoseaufnahme und des Glukose-metabolismus)
- Möglichkeit der Aufnahme funktioneller Bilder des Körpers mit örtlicher Auflösung von 2–4 mm (bedingt durch Geometrie und physikalische Eigenschaften des Zerfalls)
- Gleichzeitig Aufnahme von CT-Bildern (► Abschn. 2.3) der gleichen Region
- Intrinsische Fusion der CT-Bilder mit den PET-Bildern
- Weiterführung der Technik als PET/MRT möglich

### 2.4.1 Prinzip der Positronen-Emissions-Tomographie

- Verwendung von Radionukliden mit Positronenzerfall ( $\beta^+$ -Zerfall)
  - Positronen: Antiteilchen des Elektrons mit gleicher Masse, aber positiver elektrischer Ladung
  - Positronenzerfall: Entstehung eines Positrons, das aus dem Kern geschleudert wird
  - hierbei Zusammentreffen mit ubiquitär vorkommendem Elektron
  - Annihilation: Entstehung von 2 Photonen mit einer Energie von je 511 keV, die sich in entgegengesetzte Richtung bewegen
  - Bestimmung des Ortes des Positronenzerfalls im Körper durch Konizidenzmessung mit Szintillationsdetektoren (Kristalle aus Germanium oder Lutetium) in ringförmiger Anordnung
  - entsprechend der Zahl der Zerfälle erhöhtes Signal
- Ort des erhöhten Positronenzerfalls darstellbar, aber keine genauen anatomischen Grenzen
- **Aufnahmetechnik und Bildrekonstruktion der PET-Bildgebung**
  - Möglichkeit der 2 D- und 3 D-Bildaufnahmetechnik, in modernen Geräten fast ausschließlich Verwendung von 3 D-Technik
  - Verwendung von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen
  - Attenuationskorrektur wichtig für standardisierte quantitative Bildberechnung (Abschwächung der Photonen im Körper)
  - Quantitative Bildauswertung: Messung der Anreicherung (sog. standard uptake value: SUV), Möglichkeit des Vergleichs mit Folgeuntersuchungen
  - Neueste Entwicklung: sog. time-of-flight-Technologie

- ultraschnelle Koinzidenzmessung mit deutlich besserer Berechnung der Flugbahn der Photonen bzw. des Positronenzerfallsorts
- Aufnahmezeit PET (abhängig von Untersuchungsprotokoll) ca. 10–30 min
- Schichtdicke 2–4 mm, Gesichtsfeld 70 cm, Matrix bis  $512 \times 512$
- **Kombination PET mit CT (PET / CT)**
  - Verwendete CT-Geräte in PET / CT identisch zu nur als CT genutzten Geräte (► Abschn. 2.3)
  - Unterschied: feststehender Kippwinkel zur Untersuchungsliege von  $90^\circ$ , sog. Röhrenkipfung nicht möglich
  - PET alleine nicht möglich, immer CT für Attenuationskorrektur der Bilder erforderlich
  - Grundsätzlich erst PET und dann CT auf zwei verschiedenen Geräten möglich, heute jedoch kaum noch praktiziert (zwei Untersuchungsgänge, aufwändige Bildfusion)
  - Für die Kombination mechanische Verbindung von PET-Ring, CT-Ring und Untersuchungstisch
  - Vorteile Kombinationsgerät:
    - gleiche Untersuchungsliege für den Patienten
    - direkte mechanische Fusion der Bilder möglich
    - Integration von kontrastmittelverstärkter CT möglich
    - Nutzung des CT-Geräts als unabhängiges CT möglich mit Erhöhung der ökonomischen Effizienz
- **PET / MR**
  - Gleiches Prinzip wie PET / CT als Kombination von PET mit MRT
  - Technisch deutlich anspruchsvoller, derzeit noch in klinischer Erprobung
  - Vermutung erhöhter Spezifität bezüglich der Unterscheidung Tumor und Entzündung
- **Radionuklide für PET-Bildgebung**
  - Produktion der verwendeten Radionuklide in Zyklotron (Teilchenbeschleuniger)
  - Medizinische verwendete Nuklide:  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{82}\text{Rb}$  oder  $^{68}\text{Ga}$
  - Charakteristische Halbwertszeit (HWZ) für jedes Nuklid, z. B.  $^{18}\text{F}$  110 min,  $^{15}\text{O}$  2 min, nach dieser Zeit nur noch die Hälfte der ursprünglichen Aktivität in Becquerel (Bq) vorhanden
  - Tracer:
    - Radionuklid mit Trägersubstanz verbunden als Radiopharmakon
    - Applikation intravenös
- Am häufigsten verwendet  $^{18}\text{F}$ -Nuklid verbunden mit Glucose ( $^{18}\text{F}$ -Fluorodesoxyglucose)
  - durch relativ lange HWZ Transport an Zentren ohne eigenes Zyklotron möglich

## 2.4.2 Klinischer Einsatz der PET / CT

- **PET / CT mit  $^{18}\text{F}$ -Fluorodesoxyglucose (FDG)**
  - Nüchternheit des Patienten vor der Untersuchung: 4 h
  - Verwendete Dosis: 3–5 MBq / kg Körpergewicht (Standarddosis 375 MBq)
  - Kontraindikationen: keine, Anwendung auch bei Niereninsuffizienz Grad III möglich, da keine Nephrotoxizität
  - Einschränkung: unkontrollierter Diabetes mellitus mit Blutzuckerwerten  $> 12\text{--}15\text{ mmol / l}$  ( $216\text{--}270\text{ mg / dl}$ )
  - Vorgehen Diabetes mellitus:
    - bei insulinabhängigem Diabetes mellitus Intervall zwischen letzter Insulingabe und Applikation des FDG mindestens 2 h
    - ebenfalls 4 h Nüchternheit erforderlich
    - Insulin verlagert FDG nach intramuskulär, unerwünschte Aktivität der quergestreiften Muskulatur möglich
- **Klinische Anwendungen von PET / CT mit FDG**
- **Tumore im Kopf-Hals-Bereich**
  - Plattenepithelkarzinome deutliche Aufnahme von FDG, daher gut geeignet für PET / CT-Bildgebung mit FDG
  - Adenokarzinome (z. B. Parotis) limitiertes Anwendungsgebiet, da häufiger keine FDG-Anreicherung
  - Detektion der Anreicherung abhängig von räumlicher Auflösung mit Detektionsgrenze von 5–8 mm
  - Direkte Korrelation zwischen Tumorgröße und Detektionsrate (T 1- bzw. T 2-Karzinome häufig nicht nachweisbar)
  - Anreicherung in entzündlich veränderten Lymphknoten (falsch positive Resultate)
  - Tumorstaging:
    - kein signifikanter Vorteil gegenüber CT oder MRT
    - subjektiv bessere Visualisierung des Primärtumors
  - Lymphknotenstaging:
    - keine signifikanten Unterschiede im Nachweis lokoregionärer Lymphknotenmetastasen zu Ultraschall, ultraschallgesteuerte Feinnadelbiopsie, CT und MRT
    - falsch negative Resultate bei nekrotischen Lymphknotenmetastasen

- Metastasenstaging:
    - beste Untersuchungsmodalität im Nachweis von Fernmetastasen (Inzidenz abhängig vom Lymphknotenstatus)
  - Nachweis von Zweitkarzinomen: bei 6–9 % der Patienten mit nachgewiesenen Plattenepithelkarzinomen im Kopf-Hals-Bereich findet sich ein Zweitkarzinom (z. B. Ösophagus, Lunge) im PET / CT
  - Nachweis von Primärtumoren bei CUP-Syndrom (cancer of unknown primary) mit höchstem diagnostischen Wert für PET / CT
- **Indikationen für PET / CT mit FDG**
- Keine grundsätzlichen Richtlinien oder Empfehlungen
  - Keine Indikation bei oberflächlichen Tumoren ohne Infiltration der Umgebung oder Lymphknotenbefall (sonographisch)
  - Tumoren Stadium T 3 und T 4, v. a. Tumoren der Zungen, da hier Mittellinienüberschreitung bzw. Tiefeninfiltration in Kombination mit Kontrastmittel-CT gut beurteilbar
  - CUP-Syndrom zur Biopsieführung
  - Positiver Nachweis von Lymphknoten unabhängig von Tumorgröße
  - Ein- oder Ausschluss von Fernmetastasen (wichtig für Therapiemanagement)
  - Kontrolle des Ansprechens auf Radiochemotherapie (frühestens 6 Wochen nach Therapieende) mit hohem negativen prädiktivem Wert
  - Nachsorge bei initial fortgeschrittenen Tumoren mit Lymphknotenbefall nach 3, 6 und 9 Monaten nach Therapieende
  - In ausgewählten Fällen zur Beurteilung des Ansprechens auf palliative Chemotherapie (2 Wochen nach Therapieende)

## 2.5 Intraoperative Navigation

H-T. Lübbers

### 2.5.1 Prinzip

- Synonyme: (intraoperative) Computernavigation, freie Navigation, computer-assisted-surgery (CAS)
- Korrelation von OP-Situs und prä- oder intraoperativem Datensatz mit Darstellung von Positionen innerhalb des OP-Situs im in der Regel dreidimensionalen Datensatz

- Begriff subsummiert im weiteren Sinne:
  - präoperative Evaluation
  - virtuelle Planung der operativen Ziele mit Erstellung eines virtuellen Modells
  - intraoperative Navigation im engeren Sinne
  - ggf. intraoperative Bildgebung
  - postoperative Evaluation bzgl. Erreichen der geplanten Ziele

- — **Intraoperative Navigation ist ein Konzept zur exakten intraoperativen Umsetzung einer virtuellen Planung**
- **Entscheidend für den Erfolg ist Einbettung in einen kompletten Workflow, mit dem alle verfügbaren (Bild-)informationen optimal ausgeschöpft werden**

■ **Ziele**

- Sicherstellen des Erreichens der operativen Ziele
  - verbessertes Outcome
  - Reduktion der Zahl von Korrekturingriffen
- Erhöhung der Sicherheit des Eingriffes
  - Reduktion von Komplikationen
  - Beschleunigung des Eingriffes
- Reduktion der Morbidität
  - kleinerer Eingriff
  - schnellerer Eingriff
- Erhöhung der Genauigkeit des operativen Eingriffs
  - technische Genauigkeit eines infrarotbasierten Systems 0,2–0,3 mm
  - intraoperativ zu erzielende Genauigkeit unter Berücksichtigung aller Umstände 1–2 mm
- Insgesamt möglichst originalgetreue Rekonstruktion der präoperativen Situation (»true to original«) bei möglichst geringer operationsbedingter Morbidität (minimal invasive Chirurgie)

■ **Voraussetzungen**

- dreidimensionale digitale Bilddaten
- Softwareplattform
- Navigationshardware (Pointer, Kamerasystem) für intraoperativen Gebrauch

■ **Typische Indikationen**

- Traumatologie
  - Laterale Mittelgesichtsfrakturen (Jochbeinfrakturen)
  - Orbitawandfrakturen (medial und Boden)
- Biopsien
- Tumorresektionen (und –rekonstruktionen)
- Sekundärrekonstruktionen jeder Art
- Fremdkörperentfernungen

### Grundablauf intraoperative Navigation

- Fixierung des Patienten (Mayfield-Kopfhaltung) oder Anbringen einer dynamischen Referenz (DRF) am Patientenkopf
- Erfassung der DRF und der zu navigierenden Instrumente meist mit Infrarot, selten mit Ultraschall
- Navigierte Instrumente meist Pointer (Zeiginstrumente), seltener Bohrer oder Sägen, aber grundsätzlich jedes starre Instrument möglich
- Intraoperativ Referenzierung (Eichung) des 3 D-Datensatzes auf Patientenanatomie
  - anatomische Landmarken (z. B. Spina nasalis anterior, Foramen infraorbitale)
  - künstliche Landmarken wie knochen- oder zahngetragene fiducials (künstliche Landmarken)
  - Oberflächenmatch mit Laserscan
  - Kombination mit intraoperativer Bildgebung (DVT, CT, MRT)
- Im OP-Verlauf Navigation im gesamten Datensatz mit Herausrechnung von Bewegungen (Patient, OP-Tisch oder Kamerasystem) durch DRF
- Regelmäßige Genauigkeitskontrollen an Landmarken
- Anzustrebende Genauigkeit um 1 mm, ideal sind 0,5–0,7 mm

### ➤ Technische Genauigkeit eines infrarotbasierten Systems: 0,2–0,3 mm

Resultierende Genauigkeit unter Berücksichtigung von Planung, Referenzierung und klinischer Belange: 1–max. 2 mm

#### ■ Referenzierungsmethoden

- Patientenanatomie
  - anatomische (knöcherne Landmarken)
  - Hautoberfläche (Laserscan)
- Künstliche Landmarken (Fiducial Marker)
  - Hautmarker
  - knochenverankerte Marker (Referenzschrauben, Lübbers et al 2011)
  - zahngetragene Marker (Tiefziehschrauben, Schramm et al 1999)
  - prothesengetragene Marker (direkt montiert oder via Tiefziehschrauben, Lübbers et al 2011)
- Intraoperativer Datensatz (DVT, CT, MRT)

#### ■ Geeignete Bildgebungsverfahren

- Grundsätzlich jede dreidimensionale Bildgebung möglich, Fusion aller Bildgebungen möglich
- Digitales Volumentomogramm (DVT)

- Computertomogramm (CT)
- Magnetresonanztomogramm (MRT)
- Positronenemissionstomogramm als PET / CT oder PET / MRT
- Sonographie

#### ■ Vorgehen

- Entscheidung zur virtuellen Planung und intraoperativen Navigation
- Festlegung des operativen Feldes (region of interest)
- Festlegung der erforderlichen Genauigkeit und Referenzierung
- Aufklärung des Patienten und Einholen des »informed consent«
- Evaluation der vorhandenen Bildgebung (Eignung)
  - Abbildung des fraglichen Bereichs
  - Möglichkeit der sicheren Registrierung (Laser-oberflächenregistrierung möglicherweise fehlerhaft bei deutlicher Änderung von Schwellungszuständen zwischen Bildgebung und Eingriff)
  - Möglichkeit der ausreichend genauen Registrierung (Überprüfung der anatomischen Landmarken auf Eignung)
- Bei ungeeigneten anatomischen Landmarken:
  - ggf. Setzen von Osteosyntheseschrauben (knochengetragenen fiducials) in Lokalanästhesie
  - ggf. Anfertigung einer zahngetragenen Schiene mit integrierten fiducials
  - Durchführung der zusätzlich erforderlichen Bildgebung
  - ggf. Akquise der Schiene nach Bildgebung

#### ■ Vorbereitung virtuelle Planung

- Import der Bildgebungsdaten
- Verifikation der Vollständigkeit
- Ausrichtung der Datensätze
- Wenn erforderlich Fusion der verschiedenen Modalitäten
- Wenn erforderlich Markierung der fiducials

#### ■ Virtuelle Planung Tumor

- Markierung von Tumoren
- Erweiterung der Markierung um Sicherheitsabstände in allen drei Dimensionen
- Planung der Randschnittlokalisationen
- Segmentieren von relevanten Strukturen

#### ■ Virtuelle Planung Rekonstruktion bei einseitiger Pathologie

- Outlining der gesunden Seite
- Kontrolle des virtuellen Templates und ggf. Ergänzung
- Spiegelung
- Feineinpassung

### ■ Virtuelle Planung Rekonstruktion bei beidseitiger Pathologie

- Import geeigneter STL-Templates (z. B. Titanetze bei Orbitarekonstruktion, Zahnimplantate)
- Wenn erforderlich manuelle Fusion mit Referenzdatensätzen
- Kontrolle des virtuellen Templates und Feineinpassung
- Wenn erforderlich manuelle Ergänzung

### ■ Abschluss virtuelle Planung

- Evaluation der Planungsergebnisse und Besprechung im OP-Team
- Ggf. Finalisierung (Anpassung des virtuellen Plans nach Besprechung im Team)
- Datenexport für intraoperative Navigationseinheit (USB-Stick, Netzwerk, etc.)
- Archivierung der Planung
- Besprechung mit dem Patienten (Laptop, Screenshots)

#### Vorgehen intraoperative Navigation

- Aufstarten des Systems und Kontrolle von Datenkonsistenz und Vollständigkeit
- Patientendesinfektion
- Fixierung des DRF oder Nutzung einer Mayfield-Kopfhalterung
- Abdeckung
- Referenzierung
- Kontrolle der erreichten Genauigkeit in der region of interest
- Erneute Referenzierung falls erforderlich
- OP mit regelmäßigen systematischen Kontrollen der Systemgenauigkeit:
  - ca. alle drei bis fünf Minuten
  - nach größeren Bewegungen bzw. Erschütterungen im OP-Gebiet
  - nach vermuteten Bewegungen am DRF oder der Mayfield-Klemme
  - vor abschließender Kontrolle und OP-Abschluss
- Dokumentation von relevanten Navigationskontrollen mittels Screenshot oder Video
- Ggf. Erfassung von dreidimensionalen Koordinaten (Biopsien, Randschnitte, Fadenmarkierungen am Präparat, belassene Tumorreste bei R2-Situation)
- Rückspielen der erfassten Daten (USB-Stick, Netzwerk, etc.)
- Herunterfahren des Systems und Demontage von DRF bzw. Mayfield-Kopfhalterung
- Ggf. Entfernen der Fiducials
- Ggf. Akquise der Schiene nach OP

### ■ Nachbereitung

- Evaluation des OP-Verlaufes mit dem OP-Team
- Archivierung der gewonnenen Screenshots oder Videos und der Logfiles
- Ggf. Archivierung der Schiene
- Erfolgskontrolle mit klinischen Abgleich
- Ggf. Fusion von postoperativen Datensätzen
- Nachbesprechung mit dem Patienten
- Ggf. Weitergabe der gewonnenen Daten an weiterbehandelnde bzw. mitbehandelnde Kollegen (Pathologie, Onkologie, Strahlentherapie)

- **Schlüssel für präzise Navigation ist eine exakte Referenzierung, daher**
  - Wahl der entsprechenden Referenzierungsmethode
  - regelmäßige Prüfung der Genauigkeit
  - erneute Referenzierung wenn erforderlich
- **Verzicht auf intraoperative Navigation unter Beibehaltung der virtuellen Planung durch Nutzung von Insertionshilfen (sog. templates) möglich**
  - Reduktion des technischen Aufwands
  - Reduktion der intraoperativen Flexibilität
  - Erhöhung der Präzision

### ! Cave

- Bei navigationsgestützter Kontrolle nie Verlass auf einzelne Kontrollpunkte, immer Kontrolle ganzer Flächen mit dem Pointer
- Nie vollständiger Verlass auf Technologie, gesunden Menschenverstand einsetzen
- Ersatzplan für eventuellen Ausfall der intraoperativen Navigation bereithalten

### Navigation im Unterkiefer

- Spezialfall der Navigation mit entsprechenden Schwierigkeiten (Brettschart et al 2011, Lübbers et al 2011)
- **Problemkonstellation**
  - Mobilität des Unterkiefers gegen den restlichen Schädel
  - Ungünstige Situation für eigene dynamische Referenzierung
    - starke Einschränkung des Platzangebots
    - bei ständiger Mobilität »unruhige« Bildschirmdarstellung
    - schneller Präzisionsverlust
- **Lösung**
  - Temporäre Fixierung des Unterkiefers gegen den Oberkiefer
  - Hiermit auch Fixierung gegen die dynamische Referenz

### ■ Besonderheiten

- Präoperative Bildgebung mit identischer Unterkieferposition wie intraoperativ erforderlich
- Alternativ Referenzierung ausschließlich über anatomische Landmarken oder Fiducial Marker am Unterkiefer selbst, Navigation dann ausschließlich im Unterkiefer
- Sinnvolle Unterkieferposition für durchzuführende Bildgebung und Operation
  - Wahl einer einfachen und sicher reproduzierbaren Position (zahngetragene Schiene)
- Deutliche Weichteilverschiebungen bei jeder Bewegung des Unterkiefers

## 2.5.2 Möglichkeiten und Grenzen

### ■ Möglichkeiten virtuelle Planung

- Wahl beliebiger Schnittebenen und Helligkeits- bzw. Kontrasteinstellungen
- Rekonstruktion von 3 D-Modellen
- Ausnutzung der Vorteile und Umgehung der Nachteile von Bildgebungsverfahren durch Fusion aller präoperativ vorhandenen Bildgebungsmodalitäten
- Segmentierung von Teilbereichen mit entsprechender Bearbeitung (Spiegelung, Verschiebung, Verformung)
- Import vorbereiteter 3 D-Daten (Implantate, Titanetze)
- Anlage von Trajektorien (Biopsien)
- Rückwärtsplanung zur Planung knöcherner Rekonstruktionen ausgehend von prothetischen Erfordernissen
- Umsetzung virtueller Planung in reale 3 D-Modelle zur exakten Produktion und Vorbiegung von Platten oder Netzen

### ■ Verbessertes Teaching

- Präoperativ intensive Fallplanung und Diskussion
- Intraoperativ verbesserte Orientierung
- Intraoperativ verbesserte Einschätzung von Rekonstruktionen
- Postoperativ kompromisslos genaue Evaluation des Erreichten in Bezug auf gesetzte Ziele

### ➤ Navigation kann OP-Ergebnis intraoperativ verifizieren.

**Intraoperative Bildgebung wird somit häufig unnötig.**

### ■ Grenzen virtuelle Planung

- Weichteileffekte nur unzuverlässig planbar
- Bei beidseitigen Pathologien oder Pathologien der Mittellinie Rekonstruktion meist nicht möglich wegen fehlender Vorlage (evtl. Standardanatomien als Vorlage)

- Navigation im Unterkiefer aufwändig und teilweise nicht sinnvoll möglich
- Navigation flexibler Instrumente eingeschränkt (keine Erfassung der Instrumentenspitze durch das System)

### ■ Postoperative Evaluation

- Korrekte Ausführung der Planung nicht Garantie für Therapieerfolg (Weichteileffekte, funktionelle Aspekte)

### ■ Weichteilnavigation

- Einschränkung aufgrund der intraoperativen Bewegung (analog brain shift)
- In fixierten Regionen (z. B. dicht am Knochen) teilweise möglich
- Lösungsansatz: Datupdate mit intraoperativer Bildgebung

### ■ Navigation im Unterkiefer

- Eingeschränkte Möglichkeiten bei Mobilität des Unterkiefers gegen des Restschädel und somit gegen DRF
- Eingeschränkte Möglichkeit für DRF am Unterkiefer selbst (Platzmangel)
- Lösungsansatz: Fixierung des Unterkiefers in definierter Position
  - erhöhter Aufwand
  - operative Einschränkungen

### ■ Navigation flexibler Instrumente

- Einschränkung bei Nutzung konventioneller Verfahren (keine Erfassung der Instrumentenspitze durch das System)
- Lösungsansatz: Lokalisation der Spitze z. B. via Magnetfeld (Schramm et al 2007)

## Literatur

### Zu 2.1 Digitale Volumentomographie

- Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR (2008) Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. J Endod 34: 273–279.
- Eyrich G, Seifert B, Matthews F, Matthiessen U, Heusser CK, Kruse AL, Obwegeser JA, Lubbers HT (2011) 3-Dimensional imaging for lower third molars: is there an implication for surgical removal? J Oral Maxillofac Surg 69: 1867–1872.
- Horner K (2011) Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence based guidelines. from www.sedentext.eu.
- Low KM, Dula K, Burgin W, von Arx T (2008) Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. J Endod 34: 557–562.



- Lubbers HT, Matthews F, Damerau G, Kruse AL, Obwegeser JA, Gratz KW, Eylich GK (2011) Anatomy of impacted lower third molars evaluated by computerized tomography: is there an indication for 3-dimensional imaging? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 111: 547–550.
- Lubbers HT, Matthews F, Damerau G, Kruse AL, Obwegeser JA, Gratz KW, Eylich GK (2011) No plane is the best one-the volume is! *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*
- Miracle AC, Mukherji SK (2009) Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol* 30: 1088–1095.
- Miracle AC, Mukherji SK (2009) Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR Am J Neuroradiol* 30: 1285–1292.
- de Paula-Silva FW, Wu MK, Leonardo MR, da Silva LA, Wesselink PR (2009) Accuracy of periapical radiography and cone-beam computed tomography scans in diagnosing apical periodontitis using histopathological findings as a gold standard. *J Endod* 35: 1009–1012.
- Pogrel MA, Lee JS, Muff DF (2004) Coronectomy: a technique to protect the inferior alveolar nerve. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 1447–1452.
- Zu 2.2 Magnetresonanztomographie**
- Radeleff B, Stegen P, Kauffmann G (2011) Kapitel 5.1.3 S 79–97 Magnetresonanztomografie in: Kauffmann G, Sauer R, Weber W: Radiologie Bildgebende Verfahren, Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Strahlenschutz 4. Auflage Urban & Fischer
- Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B (2003) Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanztomographie. 4. Auflage Springer Heidelberg
- Zu 2.3 Computertomographie**
- Flohr TH (2011) Messprinzip, Bildrekonstruktion, Gerätetypen und Aufnahmetechniken in: Alkadhi H, Leschka, Stolzmann P, Scheffell H. Wie funktioniert CT? Springer Heidelberg
- Radeleff B, Kauffmann G (2011) Kapitel 5.1.3 S 73–79 Computertomografie in:
- Kauffmann G, Sauer R, Weber W. Radiologie Bildgebende Verfahren, Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Strahlenschutz. 4. Auflage Urban & Fischer
- Zu 2.4 Positronen-Emissionstomographie / Computertomographie**
- von Schulthess GK, Steinert HC, Hany TF (2006) Integrated PET/CT: current applications and future directions. *Radiology*. Feb, 238(2):405–22. Review
- Strobel K, Haerle SK, Stoeckli SJ et al (2009) Head and neck squamous cell carcinoma (HNSCC)–detection of synchronous primaries with 18F-FDG-PET/CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. Jun; 36(6):919–27
- Haerle SK, Strobel K, Hany TF et. al (2010) (18)F-FDG-PET/CT versus panendoscopy for the detection of synchronous second primary tumors in patients with head and neck squamous cell carcinoma. *Head Neck*. Mar; 32(3):319–25
- Zu 2.5 Intraoperative Navigation**
- Bettschart C, Kruse A, Matthews F, Zemmann W, Obwegeser JA, Gratz KW, Lubbers HT (2011) Point-to-point registration with mandibulo-maxillary splint in open and closed jaw position. Evaluation of registration accuracy for computer-aided surgery of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg*
- Feichtinger M, Pau M, Zemmann W, Aigner RM, Karcher H (2010) Intraoperative control of resection margins in advanced head and neck cancer using a 3D-navigation system based on PET/CT image fusion. *J Craniomaxillofac Surg* 38: 589–594.
- Feichtinger M, Zemmann W, Karcher H (2007) Removal of a pellet from the left orbital cavity by image-guided endoscopic navigation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 36: 358–361.
- Gellrich NC, Schramm A, Hammer B, Rojas S, Cufi D, Lagreze W, Schmelzeisen R (2002) Computer-assisted secondary reconstruction of unilateral posttraumatic orbital deformity. *Plast Reconstr Surg* 110: 1417–1429.
- Lubbers HT, Matthews F, Zemmann W, Gratz KW, Obwegeser JA, Bredell M (2011) Registration for computer-navigated surgery in edentulous patients: a problem-based decision concept. *J Craniomaxillofac Surg* 39: 453–458.
- Lubbers HT, Obwegeser JA, Matthews F, Eylich G, Gratz KW, Kruse A (2011) A simple and flexible concept for computer-navigated surgery of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 69: 924–930.
- Luebbers HT, Messmer P, Obwegeser JA, Zwahlen RA, Kikinis R, Graetz KW, Matthews F (2008) Comparison of different registration methods for surgical navigation in cranio-maxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 36: 109–116.
- Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schoen R, Gutwald R, Zizelmann C, Schramm A (2004) Navigation-aided reconstruction of medial orbital wall and floor contour in cranio-maxillofacial reconstruction. *Injury* 35: 955–962.
- Schramm A, Gellrich N-C, Schmelzeisen R (2007) Navigational Surgery of the Facial Skeleton. Springer, Berlin Heidelberg New York
- Schramm A, Gellrich NC, Gutwald R, Schipper J, Bloss H, Hustedt H, Schmelzeisen R, Otten JE (2000) Indications for computer-assisted treatment of cranio-maxillofacial tumors. *Comput Aided Surg* 5: 343–352.
- Schramm A, Gellrich NC, Naumann S, Buhner U, Schon R, Schmelzeisen R (1999) Non-invasive referencing in computer assisted surgery. *Med Biol Eng Comput* 37: 644–645.
- Zizelmann C, Gellrich NC, Metzger MC, Schoen R, Schmelzeisen R, Schramm A (2007) Computer-assisted reconstruction of orbital floor based on cone beam tomography. *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 45: 79–80.



Facharztwissen Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie  
Kruse Gujer, A.; Jacobsen, C.; Grätz, K.W. (Hrsg.)  
2013, XX, 379 S. 34 Abb., 6 Abb. in Farbe., Hardcover  
ISBN: 978-3-642-30002-8