

# Strömung, Wärme- und Stofftransport

Die Vorlesung beschäftigt sich mit den grundlegenden Transportprozessen allgemein, sowie speziell in biologischen Systemen. Anwendung finden dabei strömungsmechanische und teils auch thermodynamische Ansätze. Besonders die strömungsmechanischen Grundlagen sind von Bedeutung.

Die Rohrströmung nimmt eine zentrale Rolle ein, weil auch im biologischen Kreislaufsystem der Transport in Gefäßen und Kapillaren stattfindet und diese als Rohre angenähert werden. Transportiert werden Impuls, Wärme (thermische Energie) und Masse. Dementsprechend führen die zeitlichen Ableitungen dieser Größen zum Impuls-, Wärme- und Massenstrom, die wiederum auf eine Fläche bezogen Impulsstrom-, Wärmestrom- und Massenstromdichte ergeben. Wie groß die Transportstromdichte (Flußdichte) der jeweiligen Größe jedoch tatsächlich ist, hängt von der jeweiligen „treibenden Kraft“ und einem spezifischen Koeffizienten, der die Materialeigenschaften berücksichtigt, ab. Diesen Zusammenhang beschreiben die Transportgesetze:

Laut Newton hängt die Impulsstromdichte (aus Strömungsmechanik besser bekannt als Scherspannung) proportional vom Produkt aus der Viskosität des Fluids und der Änderung dessen Fließgeschwindigkeit über den Querschnitt (Scherrate) ab („rheologisches Stoffgesetz“). Wasser hat z.B. eine Viskosität von  $85 \times 10^{-5}$  Pa s, Quecksilber etwa die doppelte, und Luft eine etwa 40 mal geringere.

Es wird desto mehr Wärme übertragen, je größer der Wärmeleitkoeffizient und das Temperaturgefälle sind (Fourier'sche Gleichung). Der Wert von Wasser liegt bei 0,6 W/mK, während Stahl über 50 mal besser die Wärme leitet und Luft nur 1/20 so gut.

Die Diffusion ist nach dem Fick'schen Gesetz stark bei hohem Diffusionskoeffizienten und großem Konzentrationsgefälle (Änderung der Dichte über den Weg). Der Diffusionskoeffizient gilt immer für eine Stoffpaarung und beträgt für Kohlendioxid und Luft  $2 \times 10^{-5}$  m<sup>2</sup>/s, für Kohlendioxid in Wasser ca. 10000 mal weniger. (Die Einheit des Diffusionskoeffizienten ist übrigens identisch mit derjenigen der kinematischen Viskosität und des Wärmeübergangskoeffizienten.)

Aus der Betrachtung der Koeffizienten wird auch deutlich, daß sowohl der Impuls- als auch der Wärmetransport in Medien hoher Dichte stärker abläuft, als in Medien geringer Dichte (höhere Teilchendichte bewirkt häufigere Kollisionen und somit besseren Impuls- und Wärmeaustausch). Bei der Diffusion, also dem Stofftransport, ist es dagegen gerade umgekehrt, in Gasen z.B. ist er weitaus stärker als in Feststoffen; eine hohe Dichte ist für den ungehinderten Teilchendurchgang hindernd. In Gasen steigt der Diffusionskoeffizient umgekehrt proportional zum Druck (geringer Druck heißt geringere Dichte der Gase, also einfachere Teilchendurchwanderung) und nimmt mit der Temperatur zu (stärkere Molekularbewegung, schnellerer Durchtritt). In Flüssigkeiten steigt der Diffusionskoeffizient umgekehrt proportional zur Viskosität, in dickflüssigen Stoffen läuft Diffusion also langsamer ab. Der Koeffizient steigt hier proportional mit der Temperatur. Die Löslichkeit von Gasen in Flüssigkeiten steigt übrigens auch mit der Temperatur.

Während Diffusion und Impulsaustausch nur bei makroskopischer Bewegung auftreten können, ist Wärmeaustausch auch in ruhenden Medien möglich, weil er auf der mikroskopischen Molekularbewegung basiert.

Ein wichtiges Mittel zur Betrachtung dieser Transportprozesse ist die Bilanzierung. Nach Aufstellen der Bilanzgrößen wird das entsprechende Transportgesetz eingesetzt und man kann universelle Profile für die jeweilige Flußgröße berechnen. So führt eine Massen (Mol-) bilanz über Fick zum

Konzentrationsprofil, eine Impulsbilanz durch Newton zum Geschwindigkeitsprofil und eine Wärmebilanz mittels Fourier zum Temperaturprofil.

Wichtig ist hierbei, die auftretenden Ströme zu kennen. Bei der Massenbilanz für ein kleines Volumenelement kann Transport durch Konvektion, also mit der Strömung, sowie durch Diffusion auftreten. Axiale Diffusion (Konduktion) wird wegen geringen Einflusses in Relation zur Konvektion allgemein vernachlässigt, radiale Diffusion geht in die Rechnung ein. Daher wird ein Zylinderelement der Strömung betrachtet, durch dessen Stirnflächen der konvektive Massen (oder Mol-)strom ein- und austritt und an dem über die Mantelflächen Diffusion auftritt. Das führt auf eine Differentialgleichung, in der die Randbedingungen, wie nicht vorhandenes Konzentrationsgefälle in der Mitte, Wandkonzentration am Außenradius und Ausgangskonzentration der Komponente am Anfang des Zylinders, eingebunden werden. Das geschieht - um eine universelle Lösung zu erhalten - in Form dimensionsloser Parameter, wie relativer Radius als Verhältnis von Koordinate zu Gesamtradius, örtliche Konzentration als Verhältnis von variabler Konzentration zu Anfangskonzentration, usw. . Auch die Wegkoordinate wird als dimensionslose Rohrlänge ausgedrückt, sie setzt sich zusammen aus dem Verhältnis von zurückgelegter Strömungslänge zum Rohrdurchmesser bezogen auf das Produkt aus Reynoldszahl  $Re$  und Schmidtzahl  $Sc$ . Die Reynoldszahl ist dabei eine wichtige Kennzahl, in die alle relevanten Merkmale einer Strömung einfließen. Das Produkt aus mittlerer Geschwindigkeit, Dichte der Strömung und Rohrdurchmesser, dividiert durch die Viskosität, bildet die Reynoldszahl. Ab etwa  $Re=2300$  schlägt das laminare Strömungsbild in Turbulenz um, d.h.  $Re$  kennzeichnet die Art der Strömung. Die Schmidtzahl dagegen ist ein reiner Stoffwert und das Verhältnis von kinematischer Viskosität zum Diffusionskoeffizienten, bleibt also bei konstanten Bedingungen gleich. Strebt  $Sc$  gegen unendlich, liegt eine ausgebildete Strömung vor, während bei  $Sc$  gegen Null das Profil kolbenförmig ist. Ergebnis der Bilanzierung ist z.B. das räumliche Diagramm der Verlaufs der örtlichen Konzentration über den bezogenen Radius in Abhängigkeit der Lauflänge. Vereinfacht gesagt bildet sich das anfangs etwa kolbenförmige Profil zunehmend zu einer Parabel-ähnlichen Form um, die sich in Folge der radialen Diffusion immer weiter abflacht. Somit ist ein Ausgleich nach einer gewissen Lauflänge gegeben, nach dessen Überschreitung keine wesentlichen Stoffströme mehr auftreten. Der mittlere Stoffübergangskoeffizient  $\beta$  charakterisiert dabei den mittleren Massenstrom zur Wand, denn er berechnet sich aus der Massenstromdichte dividiert durch die Konzentrationsdifferenz zur Wand. Bei geringen Reynoldszahlen im laminaren Bereich steigt  $\beta$  proportional zur mittleren Strömungsgeschwindigkeit, um dann mit der Geschwindigkeit zunehmend überproportional zu wachsen, bis im turbulenten Gebiet  $\beta$  sogar mit der Strömungsgeschwindigkeit hoch drei viertel steigt. Somit ist der Stoffübergang bei turbulenter Strömung also weitaus stärker. Theoretisch ist für einen großen Diffusionsstrom also eine turbulente Strömung vorteilhaft, was aber z.B. bei Blut als Medium kaum möglich ist, weil Hämolyse die Folge wäre.

Der mittlere Stoffübergangskoeffizient ist auch in der Sherwoodzahl  $Sh$  enthalten, die daher auch als dimensionsloser Stoffübergangskoeffizient bezeichnet werden kann und ein Maß für den mittleren Konzentrationsgradienten ist. Sie setzt sich aus  $\beta$  mal Durchmesser, dividiert durch den Diffusionskoeffizienten zusammen; stationär beträgt sie für eine 1mm- Kapillare etwa 3,66. Trägt man  $Sh$  über der Rohrlänge auf, beobachtet man daher einen Abfall infolge stetiger Abnahme des Konzentrationsgefälles.  $Sh$  kann aber nie unter eins durch zwei mal relative Rohrlänge fallen, dem asymptotischen Maximalwert.

Diese Betrachtungen berücksichtigten zwar nur den Stoffübergang, aber der Wärmeübergang erfolgt analog. Dafür tritt an die Stelle von  $Sh$  die Nußeltzahl  $Nu$  und für  $Sc$  gilt die Prandtlzahl  $Pr$ .

Eine vereinfachte Massenbilanz übrigens berücksichtigt nur die reine konvektive und laminare Strömung durch ein Rohr (Rohrströmung nach de Waele). Dabei wirken auf den Stirnflächen des kleinen Zylinderstückes Druckkräfte und an der Mantelfläche die Schubspannung. Sie kann durch den Potenzansatz nach Ostwald und de Waele beschrieben werden, welcher im Gegensatz zum Newton-

Ansatz eine Modellierung durch den Fließexponenten  $n$  des Geschwindigkeitsgradienten zwecks Anpassung an das Fluidverhalten ermöglicht. Das daraus berechnete Geschwindigkeitsprofil ist bei  $n=1$  (newton'sches Fluid) proportional zur Druckdifferenz und zum Radius und umgekehrt proportional zur Lauflänge und zur doppelten Stoffkennzahl  $K$ , außerdem wird es mit abnehmendem Fließexponenten zunehmend kolbenförmig.

Setzt man dagegen das einfache Newton'sche Fließgesetz ein, führt das nach Berücksichtigung der Randbedingungen auf das Gesetz von Hagen-Poiseuille. Es sagt aus, daß der Volumenstrom durch das Rohr proportional zu  $R^4$  und der Druckdifferenz ist. Nach Division des Volumenstroms durch die Querschnittsfläche erhält man eine Gleichung für die mittlere Geschwindigkeit, die proportional zu  $R^2$  ist. Auch ist die maximale Geschwindigkeit in der Rohrmitte gleich der zweifachen mittleren Geschwindigkeit. Außerdem folgt daraus, daß das Strömungsprofil bei newton'schen Fluiden und laminarer Strömung parabolisch ist und mit abnehmendem Fließexponenten zunehmend kolbenförmig wird. Bei laminarer Strömung ist die mittlere Fließgeschwindigkeit auch proportional zum Druckverlust im Rohr.

Der Ansatz führt aber auch zwangsläufig zu dem Ergebnis, daß auch bei der geringsten Scherspannung sich das Fluid sofort in Bewegung setzt, oder anders gesagt, daß bei Stillstand auch die Spannung Null sein muß (Ursprungsgerade ...). Das ist für sehr kleine Geschwindigkeiten und besonders für Blut keine gute Näherung.

Gerade für Blut als eine Suspension von Zellen in Plasma trifft dieses Verhalten nicht zu, denn es benötigt eine Mindestspannung, bevor es zu fließen beginnt. Das als Bingham-Verhalten bezeichnete Phänomen wird fast ausschließlich durch das Fibrinogen verursacht, denn bei Extraktion des Fibrinogens stellt sich auch bereits bei kleinen Geschwindigkeiten annähernd lineares Verhalten ein. Als weiteres Fluidcharakteristikum gibt es strukturviskoses (pseudoplastisches) Verhalten. Das bedeutet, daß die Viskosität mit steigender Schergeschwindigkeit sinkt, wie es z.B. bei Klebstoffen der Fall sein kann. Auch Blut zeigt bei Scherraten unter ca. 500 1/s strukturviskoses Verhalten, bei höheren Scherraten ist es newton'sch. Dilatante Fluide hingegen weisen bei steigender Schergeschwindigkeit auch eine steigende Viskosität auf, Feststoffsuspensionen zählen zu dieser Gruppe von Fluiden. Daneben kann auch die Gleichung von Casson zur Beschreibung des Verhaltens von Blut herangezogen werden...

Da Blut keine homogene Flüssigkeit ist, sondern abhängig vom Hämatokrit aus etwa 40% Blutzellen und 60% Plasma besteht, gibt es verschiedene Effekte beim Blutfluß. Plasma enthält noch einmal 7-8% Proteine (Albumine, hauptsächlich für osmotischen Druck verantwortlich, Globuline für Gerinnung und Stofftransport, Fibrinogen). 99% der Blutzellen sind Erythrozyten, nur etwa 1% Thrombozyten (Blutplättchen) und nur 0,1% Leukozyten (Immunabwehr). Es kommt in engen Kapillaren (von 15 bis 100  $\mu\text{m}$ ) zu einer Herabsetzung des Hämatokrits und damit der Viskosität. Durch die Verringerung des Durchmessers von der Arterie zur Kapillare stauen sich die Erythrozyten sozusagen vor der Kapillare und das Plasma wird quasi „durchgesiebt“. Dieses Phänomen wird auch als Fahraeus-Effekt bezeichnet. Der Grund: die Zellen sammeln sich verstärkt in der Mitte der Kapillare an aufgrund des Magnus-Effektes. Durch das Geschwindigkeitsprofil geraten die Blutkörperchen in eine Rotationsbewegung, die die schnellere Strömung weiter innen noch verstärkt und die äußere, langsamere Strömung zusätzlich abbremst, grundsätzlich aber wird das Blutkörperchen innen schneller umströmt als außen. Nach Bernoulli heißt eine schnellere Strömung aber ein geringerer statischer Druck und umgekehrt eine langsamere Strömung ein höherer statischer Druck. Durch diesen Druckgradienten wandern die Zellen Richtung Mitte. Dadurch entsteht also in der Mitte eine Zellenströmung, während am Rand eine einige nm dicke Plasmaschicht besteht. Die Reibung wird somit herabgesetzt, was die Viskosität ebenfalls verringert. Der Geldrolleneffekt tritt erst bei kleinen Durchmessern auf ...

Die oben erwähnte Massen- oder Stoffstromdichtebilanz am Zylinderelement bezog sich auf nur eine Komponente. Will man ein binäres Stoffgemisch betrachten, also ein System aus zwei Komponenten, die unabhängig voneinander strömen und diffundieren können und in verschiedenen Anteilen

vorliegen, muß man einige zusätzliche Größen einführen. Die mittlere Massengeschwindigkeit ist die durchschnittliche Geschwindigkeit der Gesamtströmung. Sie ergibt sich aus den summierten und dann durch die Gesamtdichte dividierten Produkten der Partialdichten und -geschwindigkeiten der jeweiligen Komponenten, ist also eine gemittelte Größe. Die Partialdichte ist der Dichteanteil eines Stoffes am Gesamtvolumen des Gemisches. Analog verhält es sich mit anderen partiellen Größen, wie etwa den Geschwindigkeiten. Der Massenanteil ist das Verhältnis von Partialdichte zu Gesamtdichte, analog beim Molanteil.

Nun unterscheidet man zwei Bezugssysteme, nämlich das gewöhnliche stationäre Koordinatensystem und jenes sich mit der mittleren Geschwindigkeit bewegende System. Die Massenstromdichte einer Komponente bezogen auf die absoluten Koordinaten ist das Produkt aus Partialdichte und Partialgeschwindigkeit, während im relativen System statt der Partialgeschwindigkeit nur die Differenz zur mittleren Geschwindigkeit berücksichtigt wird. Die relative Massenstromdichte ist nichts anderes als die Diffusion und wird durch das Gesetz für binäre Gemische beschrieben, das anstelle der Dichte nun den Massenanteil der interessierenden Komponente und als Ausgleich als Faktor die Gesamtdichte hat. Nach Umstellen der Formeln erkennt man, daß der absolute Strom einer Komponente die Summe aus Massenanteil mal Gesamtstrom und Diffusion ist. Im Fall einer sehr geringen Konzentration wird der Massenanteil vernachlässigt und bei äquimolarer Diffusion ist der Gesamtstrom Null. Äquimolare Diffusion ist sozusagen nur ein Ausgleichsvorgang in einem geschlossenen, stationären System zweier idealer Gase bei konstanten Druck- und Temperaturbedingungen, die als weitere Idealisierung annähernd gleiche Molmassen aufweisen sollen. Durch eine imaginäre Grenzfläche treten gleichviele Teilchen von A nach B wie auch von B nach A (äquimolarer Vorgang). Eine Bilanzierung des Massenstroms verdeutlicht, daß Massenkonservierung vorliegt, es also keine Dichteänderung geben kann, wenn man das ideale Gasgesetz zu Grunde legt und es keine chemischen Reaktionen im System gibt. Als Ergebnis müssen also auch die Massenstromdichten der Komponenten gleich sein.

Im Gegensatz dazu gibt es auch einseitige Diffusion, etwa beim Verdampfen von Wasser aus einem Gefäß in die Luft. Dabei kann man die Diffusion der Luftgase in die Flüssigkeit vernachlässigen. Auch hier findet der Ansatz des binären Gemisches Verwendung. Ergebnis ist, daß der Molstrom mit steigendem Abstand zur Wasserfläche steigt, weil das Konzentrationsprofil einen nichtlinearen Verlauf zeigt und sich mit zunehmendem Abstand zur Wasseroberfläche daher auch der Konzentrationsgradient erhöht. Weiterhin nimmt der Molstrom mit fallendem Partialdruck zu (Dampfdruckkurve ...).

Was bisher noch nicht berücksichtigt wurde, ist das Verhalten an Grenzflächen. Hier gilt das Henry'sche Gesetz, allerdings nur für geringe Konzentrationen. Es sagt einen Konzentrationssprung an Phasengrenzflächen zwischen Gas und Flüssigkeit voraus, der mit den unterschiedlichen Löslichkeiten in Flüssigkeit und Gas erklärt werden kann (Wechsel des Aggregatzustandes). Die Henry-Zahl  $H_e$  ist dabei ein Maß für die Höhe des Sprunges und ist definiert als der Massenanteil der einen Komponente im Gas an der gasseitigen Grenzfläche (kann z.B. der Sauerstoffanteil in Luft sein) bezogen auf denjenigen an der flüssigkeitsseitigen (Sauerstoff, der im Blut gelöst ist, z.B.). Ist  $H_e$  also größer als Eins, ist mehr der Komponente im Gas gelöst, bei  $H_e$  kleiner Eins mehr in der Flüssigkeit.  $H_e$  kennzeichnet daher auch das Sorptionsgleichgewicht. Der Henrykoeffizient (Henry'sche Konstante) hingegen ist das Verhältnis vom Partialdruck der Komponente an der gasseitigen Fläche zum Molanteil an der Flüssigkeitsseite. Ist z.B. bei konstantem Druck eine große Stoffmenge gelöst, nimmt die Henryzahl einen kleinen Wert an und kennzeichnet so eine gute Löslichkeit des Gases in der Flüssigkeit. Sauerstoff hat in Wasser z.B. eine um etwa 30 mal (?) geringere Löslichkeit als Kohlendioxid. Anschaulich repräsentiert die Henryzahl die Steigung der Henry-Gerade durch den Ursprung im Fugazität-Molanteil-Diagramm (bei konstanter Temperatur), die den Verlauf der Fugazität aber nur bei geringen Konzentrationen gut annähert. Daher diese Einschränkung für das Henry'sche Gesetz. Die Fugazität ist der um reale Faktoren korrigierte (Partial-) Druck. Bei idealen

Gasen und Flüssigkeiten sind Fugazität und Druck identisch, nur bei realen Gasen und Flüssigkeiten werden durch die Fugazität die tatsächlichen thermodynamischen Gleichgewichte wiedergegeben. Bei Gemischen kommt der Aktivitätskoeffizient hinzu, der die besonderen Wechselwirkungen bei der Mischung berücksichtigt.

Der Henrysprung tritt auch bei der Permeation auf, die sich ja aus Absorption an der Membran, Diffusion durch die Membran und Desorption beim Austritt aus der Membran zusammensetzt. An den Grenzflächen zwischen Medium und Membran besteht also auch ein Sorptionsgleichgewicht, das durch den Henrykoeffizienten beschrieben wird. Innerhalb der Membran erfolgt Diffusion gemäß dem Fick'schen Gesetz, wobei das Konzentrationsgefälle durch die Konzentrationen an den membransetigen Grenzflächen bestimmt ist. Der Diffusionskoeffizient ist dabei natürlich derjenige der Membran, geltend in Verbindung mit der betrachteten Komponente, und die differentielle Strecke ist die Membrandicke. Der Konzentrationsverlauf innerhalb der Membran ist linear, aber bei Austritt gilt wieder das Henry'sche Gesetz. Diese Betrachtungen führen auf den Permeationskoeffizienten  $P$ , der die Diffusion und die Sorptionsgleichgewichte beinhaltet und somit den gesamten Transport beschreibt. Der Molstrom ergibt sich dann bereits bei Kenntnis von  $P$  und der Wandkonzentration, wenn man den Antransport einer konvektiven Strömung durch ein Rohr voraussetzt.  $P$  ist somit eine Konstante, die die Membran charakterisiert.

In diesem Zusammenhang bemerkenswert ist die Tatsache, daß eine gewisse Konkurrenz zwischen Absorption und Diffusion besteht. Große Moleküle, wie z.B. Proteine lagern sich gut an die Membran an, diffundieren aber nur schlecht. Genau umgekehrt verhält es sich mit kleinen Molekülen, die gut diffundieren, aber nur schlecht sorbiert werden. Hier kommt die Damköhlerzahl  $Da$  ins Spiel, die genau diesen Gegensatz beschreibt. Sie ist definiert als Permeationskoeffizient (multipliziert mit einem Faktor, der ohne chemische Reaktion konstant ist) dividiert durch den Diffusionskoeffizienten, kann also als das Verhältnis von Permeation, die proportional zur Absorption ist, und Diffusion betrachtet werden. Ist  $Da$  gleich Null, so ist der Zähler, also  $P$ , klein und somit liegt Permeatstromhemmung vor. Es könnte also viel durch die Membran diffundieren, wenn entsprechend „angeliefert“ würde. Bei  $Da$  gegen unendlich ist  $D$  klein und es handelt sich um Diffusionshemmung, bei der zwar viel Moleküle an die Membran anlagern, aber nur wenige diffundieren, d.h. die Diffusion ist der limitierende Faktor. Bei Permeationshemmung führt eine Erhöhung der Strömungsgeschwindigkeit z.B. nicht zu erhöhtem Permeatstrom, hier müssen die Membrankennwerte verändert werden.

Bisher wurde von dem Modell homogener Diffusionsverhältnisse, also von konstanten Diffusionskoeffizienten, beim Stofftransport durch Membranen ausgegangen. Tatsächlich aber ist die Wand einer Kapillare, wie auch das Blut, heterogen. Sie ist innen mit einer Schicht aus Endothelzellen ausgebetet (ca.  $0,5 \mu\text{m}$  insgesamt?), gefolgt von Stützgewebe (50 bis 100 nm dick). In den Membranen dieser Zellen wiederum - sie werden von einer Doppel-Phospholipidschicht gebildet - befinden sich Poren, durch die bestimmte Moleküle hindurchtreten können. Es gibt verschiedene Wege für Stoffe, zwischen Blutplasma und Interstitialraum überzutreten. Zuerst einmal gibt es natürlich die Diffusion durch die Membran. Es können allerdings nur lipidlösliche Substanzen, wie die Blutgase, Harnstoff, und ebenfalls Wasser, diffundieren. Hydrophile Stoffe, wie Natrium- und Kaliumionen, sowie Glucose, diffundieren durch die zwischen den Endothelzellen befindlichen Schlitzporen. Diese Poren sind 6 bis 7 nm groß und machen weniger als 1/1000 der gesamten Kapillarfläche aus. Schon wegen der Abmessungen halten sie große Moleküle, also Proteine (Albumine z.B.) etwa, zurück. Die Proteine richten sich in der Strömung auch quer zu den Poren aus, sodaß dieser Effekt zusätzlich deren Eintritt verhindert. Dies ist die Ursache für den osmotischen Druck von ca. 25 mmHg (colloid-osmotischer Druck), der in den Gefäßen herrscht, und zu 80% allein durch die Natrium- und Chloridionen hervorgerufen wird. Im Zusammenhang mit den Poren sind zwei Effekte zu beobachten. Die sogenannte sterische Behinderung ist das Haften der Moleküle an der Porenwand aufgrund der geringen Abmessungen der Pore, sodaß nicht der gesamte Durchmesser effektiv für den Transport zur Verfügung steht. Ebenfalls eine Folge der engen Platzverhältnisse ist der fluiddynamische Widerstand,

der durchströmenden Molekülen entgegenwirkt und der aus der Eingenverdrängung der Teilchen resultiert. Substanzen, die die Porenabmessungen überschreiten, werden mittels Endo- und Exocytose transportiert. Dabei gibt es den unspezifischen Transport durch Vesikel und den spezifischen Transport nach dem „Ding-Dong“-Prinzip, bei dem Carrier-Proteine bestimmte Substanzen binden und dann gesammelt in die Zelle entlassen, wodurch große Molekülströme möglich sind. Eine besondere Rolle für die Erregungsleitung spielen die Ionenpumpen. Sie sind in der Lage, aktiv, d.h. unter Nutzung der Energie aus dem universellen Energieträger ATP, Ionen auch entgegen dem Konzentrationsgefälle durch die Membran zu schleusen. So wird durch stetigen Ausgleich der Diffusionsströme das Ruhepotential von ca.  $-70\text{mV}$  aufrecht erhalten. Dabei ist die Zelle innen negativ und außen positiv geladen. Wird nun ein Spannungs-Schwellenwert überschritten, reagiert die Zelle mit einer sprunghaft stark erhöhten Durchlässigkeit der Membran für Natriumionen, die daraufhin von außen einströmen (normalerweise  $145\text{ mmol/l}$  außen, nur  $1/12$  innen), Depolarisation ist die Folge. Kurz darauf öffnen auch die Kaliumkanäle und Kaliumionen strömen von innen nach außen (im Ruhepotential  $155\text{ mmol/l}$  extrazellulär, nur  $1/30$  in Zelle), was zur Repolarisation führt.

Der Wasserhaushalt im Körper ist durch ein dynamisches Gleichgewicht gekennzeichnet. Der Blutdruck drückt Wasser sozusagen in das Gewebe, also den interstitialen Raum, in der Bilanz erfolgt also ein Filtratfluss aus den Kapillaren bei der Größenordnung von ca.  $1,5\text{ cm}^3/\text{min}$ . Dem entgegen wirkt das lymphatische System, welches auf physikalischem Wege durch in besonderer Art angeordnete Endothelzellen Flüssigkeit zurück in das Gefäßsystem befördert. Es arbeitet nur bei Bewegung, also bei Muskelkontraktion.

Speziell zum Protokoll der letzten Prüfung:

- Transportmechanismen durch Kapillaren? Poren, Vesikel (spezifisch „Ding-Dong“ und unspezifisch),
- Taylor-Dispersion? Gilt nur für kleine Konzentrationen und geringe laminare Volumenströme in langen und dünnen Rohren; Einbringung von A in strömendes B, zuerst durch Konvektion auch parabolisches Profil, wird aber durch Diffusion von A aus Gebieten hoher Geschwindigkeiten zu niedrigeren zurückgebildet, radiale Diffusion blockiert die axiale Dispersion, Pfropfenströmung von A entsteht
- Filtratfluss durch Kapillarwände? „Starling Fluss“, 10% des Filtratflusses wird nicht resorbiert, d.h. wird durch lymphatisches System zurück in Gefäße befördert aufgrund einer Druckdifferenz von  $0,3\text{ mmHg}$ ; colloid-osmotischer Druck im Plasma:  $28\text{ mmHg}$ , interstitieller osmotischer Druck:  $8\text{ mmHg}$ ; also Differenz:  $20\text{ mmHg}$ , der nach außen drückt; in Kapillare herrscht am arteriellen Ende innen Überdruck von  $30\text{ mmHg}$  und  $3\text{ mmHg}$  „zieht“ zusätzlich das Gewebe (?), also zusammen  $33\text{ mmHg}$ ; Differenz dieser mechanischen Drücke zu den osmotischen somit  $13\text{ mmHg}$  arteriell; venös drückt das Gewebe mit  $10 + 3\text{ mmHg}$  hydrostatisch in die Kapillaren, als Differenz zum osmotischen Druck ergeben sich  $-7\text{ mmHg}$  ...; auf jeden Fall ist der Filtratfluss das Produkt aus Filtrationskoeffizient für die Poren der Kapillaren, Kapillaroberfläche und o.g. Druckdifferenz und beträgt letztendendes  $1,53\text{ cm}^3/\text{min}$  (über Hagen-P. ...)

- Henry'sches Gesetz? Sagt Konzentrationsprung an Phasengrenzfläche zwischen Gas und Flüssigkeit voraus; Grund: verschiedene Löslichkeiten in Gas und Fluid; Henryzahl  $H_e$  quantifiziert Höhe des Sprunges und ist Verhältnis der Massenanteile in Gas bezogen auf Fluid; ist  $H_e$  größer eins, so ist mehr im Gas gelöst, bei kleiner eins mehr im Fluid; Henrykoeffizient  $H$  beschreibt Löslichkeit: Partialdruck im Gas bezogen auf Molanteil im Fluid, also klein für gute Löslichkeit (auch gas- zu flüssigkeitsseitig);

Dieses Skript ist übrigens inhaltlich und in der Reihenfolge der Themen eng der Vorlesung SS 2002 angelehnt;  
Bei Fragen, Anmerkungen, ...  
[Kerstin.Ursinus @ stud.uni-hannover.de](mailto:Kerstin.Ursinus@stud.uni-hannover.de)